

Univerzita Karlova
Přírodovědecká fakulta

Studijní program: Biologie
Studijní obor: Antropologie a genetika člověka



Bc. Kateřina Tomášová

Svalová síla při chůzi: vliv morfologie kostry
Muscle force during walking: effect of skeletal morphology

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Martin Hora, Ph.D.

Praha, 2020

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, 8.6.2020

Kateřina Tomášová

„I am a slow walker, but I never walk back.“

Abraham Lincoln

Děkuji svému školiteli Mgr. Martinovi Horovi, Ph.D. za odborné rady při vedení práce a rovněž za lidský přístup. Děkuji všem probandům za účast na experimentu a kolegům z Laboratoře antropologie kostní tkáně za pomoc při zpracování diplomové práce. Děkuji rodině a přátelům za podporu během studia.

Abstrakt:

Produkce svalové síly určuje energetické náklady lokomoce a zatížení pohybového aparátu. S rostoucí velikostí těla člověka se zvyšují nároky na svalovou sílu při chůzi. Pozorovaná menší flexe v kloubech u větších jedinců, by mohla představovat moderační mechanismus na snižování svalové síly při chůzi. Poznatky o vlivu velikosti těla a úhlu v kloubu na svalovou sílu dosud chybí. Cílem této práce bylo zjistit, jak velikost těla ovlivňuje svalovou sílu v oporové fázi chůze a zda mohou větší jedinci efektivně moderovat zvýšení svalové síly pomocí posturálních změn. Získali jsme kinematická, kinetická a elektromyografická data od 19 probandů při normální chůzi a chůzi se zátěžovou vestou představující 20 % tělesné hmotnosti. Odhad svalové síly jsme provedli pomocí metody muskuloskeletálního modelování. Nezávislý vliv tělesné hmotnosti, délky dolní končetiny, bikristální šířky pánve a flexního úhlu v kloubu na celkovou (iF) a maximální sílu (maxF) svalů dolní končetiny jsme testovali pomocí mnohonásobné lineární regrese. Tělesná hmotnost měla silný pozitivní efekt na sílu *musculus gluteus medius* (maxF i iF), ale neovlivnila sílu *musculus iliopsoas* (maxF a iF) ani sílu *musculi vasti* (iF). Délka dolní končetiny měla pozitivní vliv na sílu *musculus gluteus maximus* (maxF) a negativní vliv na sílu *musculus gluteus medius* (iF). Bikristální šířka pánve neměla vliv na svalovou sílu. Zátěž vedla k výraznému nárůstu svalové síly při chůzi (kromě síly *musculus iliopsoas*). Naše výsledky ukazují, že větší velikost těla nevede vždy ke zvýšení svalové síly při chůzi. Větší jedinci mohou využívat moderační mechanismy, kterými snižují produkci síly. Lidská chůze je adjustována na velikost těla v ontogenezi a zátěži se nepřizpůsobí.

Klíčová slova: biomechanika, dolní končetina, tělesná hmotnost, svalová síla, muskuloskeletální modelování

Abstract:

The muscle force determines the energy costs of locomotion and the loading of the musculoskeletal system. As the body size increases, the muscle force increases too. The observed lower joint flexion in larger individuals could be a moderating mechanism to reduce muscle force when walking. To date, there is a lack of knowledge about the effect of body size and joint angles on muscle force. The aim of this study was to investigate how body size affects muscle force in the stance phase of walking and whether larger individuals can effectively compensate for the increase in muscle force through postural changes. We acquired kinematic, kinetic and electromyographic data for 19 men during normal walking and carrying additional 20 % of body weight. We estimated muscle force using the method of musculoskeletal modeling. We employed the multiple linear regression to assess independent effect of body mass, lower limb length, biiliac breadth and joint flexion angle on total (iF) and maximum (maxF) lower limb muscle force. The body mass had a great positive effect on the gluteus medius muscle force (maxF and iF) but did not affect the iliopsoas muscle force (maxF and iF) nor the vasti muscles force (iF). The lower limb length had a positive effect on the gluteus maximus muscle force (maxF) and a negative effect on the gluteus medius muscle force (iF). Biiliac breadth did not affect muscle force. The carrying load led to a significant increase in muscle force production (except for the the iliopsoas muscle). Our results show that a larger body size does not always lead to an increase in muscle force during walking. Larger individuals can use moderation mechanisms to reduce force production. Human walking is adjusted to body size in ontogenesis and does not adapt to loading.

Key words: biomechanics, lower limb, body mass, muscle force, musculoskeletal modeling

Seznam zkratek

C3D	<i>Coordinate 3D</i> , formát souboru s biomechanickými daty
CMC	výpočet svalové kontroly (<i>Computed Muscle Control</i>)
EMG	elektromyografie
GRF	reakční síla podložky (<i>ground reaction force</i>)
iF	integrál síly, plocha pod křivkou svalové síly za dobu znormované oporové fáze
maxF	maximální síla
m.	sval (<i>musculus</i>)
mm.	svalová skupina (<i>musculi</i>)
MLR	mnohonásobná lineární regrese
MOT	<i>Motion</i> , formát vstupního souboru pro muskuloskeletální modelování
MVIC	maximální volní izometrická kontrakce
SO	statická optimalizace (<i>Static Optimization</i>)
XML	<i>eXtensible Markup Language</i> , formát souboru

Obsah

1	Úvod	1
1.1	Cyklus chůze.....	2
1.2	Dynamika chůze	4
1.3	Úloha svalů při chůzi	6
1.4	Vliv velikosti těla na biomechaniku chůze	10
1.4.1	Posturální změny v kolenním kloubu	11
1.4.2	Posturální změny v kyčelním kloubu.....	13
1.4.3	Změna rotace pánve.....	15
1.4.4	Další faktory ovlivňující biomechaniku chůze	16
1.5	Muskuloskeletální modelování.....	17
1.5.1	Muskuloskeletální model	19
1.5.2	Dynamika muskuloskeletálního modelu	21
1.5.3	Limitace a validace modelování	21
2	Cíle práce a hypotézy	24
3	Materiál a metody.....	25
3.1	Charakteristika souboru.....	25
3.2	Průběh měření	25
3.2.1	Příprava probandů	25
3.2.2	Sběr dat	27
3.3	Zpracování biomechanických dat	30
3.4	Muskuloskeletální modelování.....	30
3.5	Analyzované proměnné	31
3.6	Statistická analýza dat.....	33
3.7	Zpracování a analýza elektromyografických dat	34

4	Výsledky	36
4.1	Vliv velikosti těla na úhel v kloubu	36
4.2	Vliv velikosti těla na svalovou sílu.....	37
4.2.1	Extenzory kolene <i>musculi vasti</i>	37
4.2.2	Extenzor kyčle <i>musculus gluteus maximus</i>	39
4.2.3	Flexor kyčle <i>musculus iliopsoas</i>	40
4.2.4	Abduktor kyčle <i>musculus gluteus medius</i>	41
4.3	Vliv zátěže na svalovou sílu.....	42
4.4	Validace modelování pomocí povrchové elektromyografie.....	44
5	Diskuze	46
5.1	Vliv velikosti těla na úhel v kloubu	47
5.2	Vliv velikosti těla na svalovou sílu.....	48
5.2.1	Síla extenzorů kolene <i>musculi vasti</i>	48
5.2.2	Síla extenzoru kyčle <i>m. gluteus maximus</i>	50
5.2.3	Síla flexoru kyčle <i>musculus iliopsoas</i>	52
5.2.4	Síla abduktoru kyčle <i>musculus gluteus medius</i>	53
5.3	Význam moderace svalové síly	54
5.3.1	Energetické hledisko	54
5.3.2	Mechanické zatížení kloubů	55
5.4	Limity práce.....	56
5.5	Validace muskuloskeletálního modelování	46
6	Závěr.....	58
7	Použitá literatura.....	60

1 Úvod

Svalová síla, která je hnacím motorem chůze, určuje energetickou náročnost chůze i zatížení pohybového aparátu (Griffin et al., 2003; Pandy and Andriacchi, 2010; Pontzer, 2005). Jedním z faktorů, které mohou ovlivnit průběh svalové síly při chůzi je velikost těla jedince. Jedná se zejména o tělesnou hmotnost nebo morfologické charakteristiky kostry, jako je délka dolních končetin nebo šířka pánve.

Svalová síla musí při chůzi neustále balancovat vnější síly, aby byla zajištěna opora těla proti gravitaci, zároveň zachován pohyb těla vpřed a udržována stranová rovnováha (Perry et al., 2010). Prostřednictvím těchto funkcí svaly akcelerují těžiště těla (Pandy et al., 2010; Winter, 1995). Díky dynamickému propojení segmentů těla (Zajac and Gordon, 1989) se na uvedených funkcích společně podílí především *musculus gluteus maximus*, *musculus gluteus medius*, *musculi vasti*, *musculus soleus* a *musculus gastrocnemius* (Liu et al., 2006; Pandy et al., 2010). Další svaly jako *musculus iliopsoas* nebo hamstringy působí v součinnosti s těmito svaly (Perry et al., 2010).

Energetické náklady chůze závisí především na produkci svalové síly (Griffin et al., 2003; Pontzer, 2005). Více než dvě třetiny celkové energie při chůzi spotřebují svaly pro zajištění funkcí během oporové fáze, tj. když je končetina v kontaktu se zemí (Umberger, 2010). Svaly zajišťující základní úlohy při chůzi se zároveň podílí na kontaktní síle v kloubech (Correa et al., 2010; Sasaki and Neptune, 2010), která určuje mechanické namáhání kloubu a riziko jeho poškození (Pandy and Andriacchi, 2010).

Podle fyzikálních zákonů svalová síla při chůzi narůstá s větší velikostí těla (Griffin et al., 2003). Velcí savci udržují více natažené končetiny, což jim umožňuje snižovat produkci svalové síly a tím i energetické lokomoce a mechanické namáhání kostry (Biewener, 1989). Změna úhlů v kloubech v souvislosti s velikostí těla byla pozorována také u člověka (Hora et al., 2017). Mohlo by se jednat o moderační mechanismus, který pomáhá větším jedincům snižovat produkci svalové síly, podobně jako velkým savcům (Biewener, 1989; Hora et al., 2017).

Předchozí studie se zabývaly pouze vlivem velikosti těla na úhly a momenty v kloubech (DeVita and Hortobágyi, 2003; Hora et al., 2017; Hortobágyi et al., 2011)

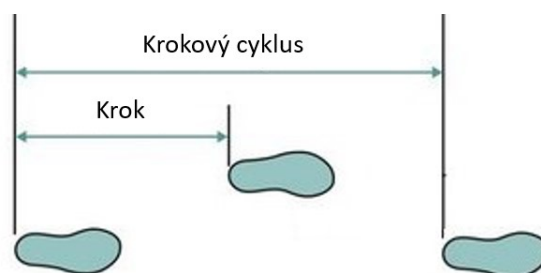
a vlivem velikosti těla na svalovou aktivitu (Wall-Scheffler et al., 2010). Zaměřit se přímo na svalovou sílu bude klíčové pro posouzení vlivu velikosti těla na energetické nároky a zatížení pohybového aparátu, a zároveň pro zhodnocení efektivity moderačních mechanismů u člověka.

1.1 Cyklus chůze

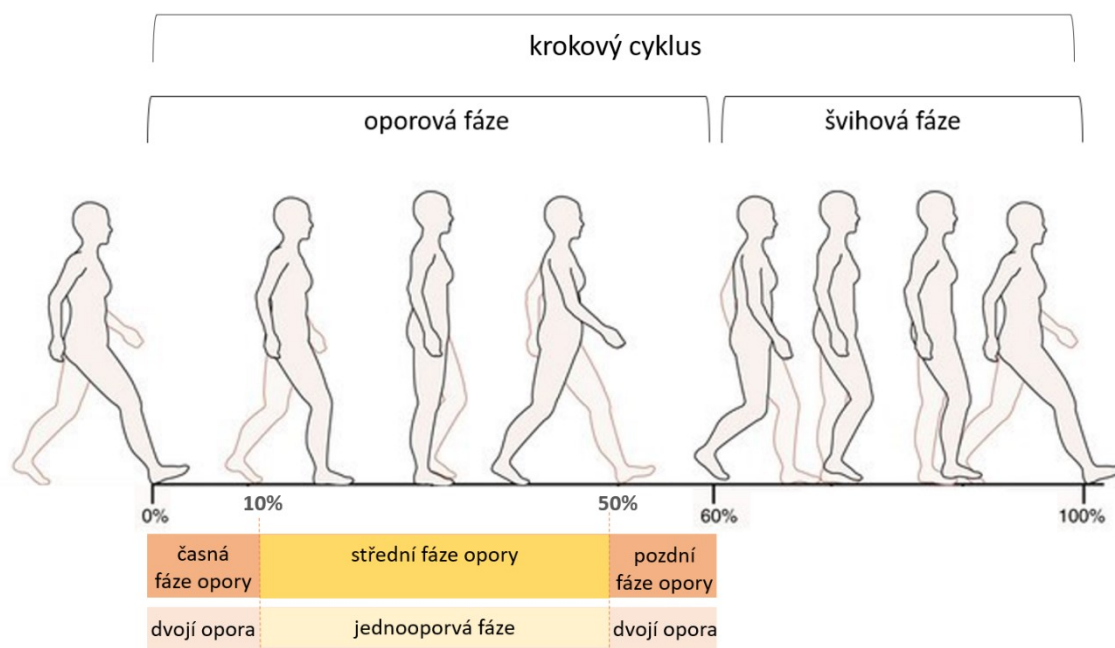
Chůze patří společně s během k základním způsobům lokomoce člověka. Charakteristický vzorec chůze je jedinečný pro každého člověka (Kadaba et al., 1989).

Definice chůze existuje řada, podle Perry (2010) je chůze opakováním sekvence svalově řízených pohybů v kloubech, které současně posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla. Perry kromě cyklického charakteru chůze zdůrazňuje význam a funkci svalů při chůzi.

Cyklem chůze (Obrázek 1 a Obrázek 2) rozumíme krokový cyklus (*stride*), který je tvořen dvěma kroky (*step*). Cyklus chůze má dvě hlavní fáze: oporovou a švihovou. V průběhu oporové fáze je chodidlo v kontaktu se zemí, zatímco při švihové fázi se též končetina pohybuje vpřed nad zemí. Cyklus začíná (a končí) kontaktem paty stejné končetiny se zemí (Vaughan et al., 1992). Protože oporová fáze zaujímá více než polovinu cyklu (asi 60 %), je logicky přítomna fáze, kdy jsou obě končetiny v kontaktu se zemí – fáze dvojí opory (Kirtley, 2006). Tímto se odlišuje chůze od běhu: při zvýšení rychlosti chůze se dvojí opora zkracuje (Kirtley et al., 1985), u běhu úplně chybí.



Obrázek 1: Krok a krokový cyklus. Krok (*step*) je vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími kontakty paty s podložkou. Krokový cyklus (*stride*) je vzdálenost mezi dvěma kontakty paty téže končetiny. Upraveno podle Richards (2008).



Obrázek 2: Krokový cyklus. Upraveno podle Neumann (2002).

Cyklus lze dále rozdělit na jednotlivá období, která mají funkční význam (Obrázek 2). Pro potřeby této práce bude stačit zjednodušené rozdělení na časnou, střední a pozdní fázi opory (stoj). Časná fáze opory (*early stance*) představuje nejnáročnější úkol – přemístění hmotnosti nad oporovou končetinu. K tomu je potřeba pohltit energii švihové fáze (absorbovat náraz) a zajistit stabilitu oporové končetiny při současném zachování pohybu vpřed (Perry et al., 2010). Jelikož jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou, jedná se o první fázi dvojí opory. Odvinutím kontralaterálního (druhého) chodidla od podložky nastává jednooporová fáze (střední fáze opory), jejíž úkolem je udržení stability na jedné končetině a zachování progresu pohybu. Následný kontakt paty kontralaterální končetiny s podložkou zahajuje druhou fázi dvojí opory (pozdní fázi opory, *late stance*) s jasným cílem – odvinout chodidlo od podložky. Následuje švih nezátížené končetiny vpřed a příprava na další oporovou fázi (Perry et al., 2010).

1.2 Dynamika chůze

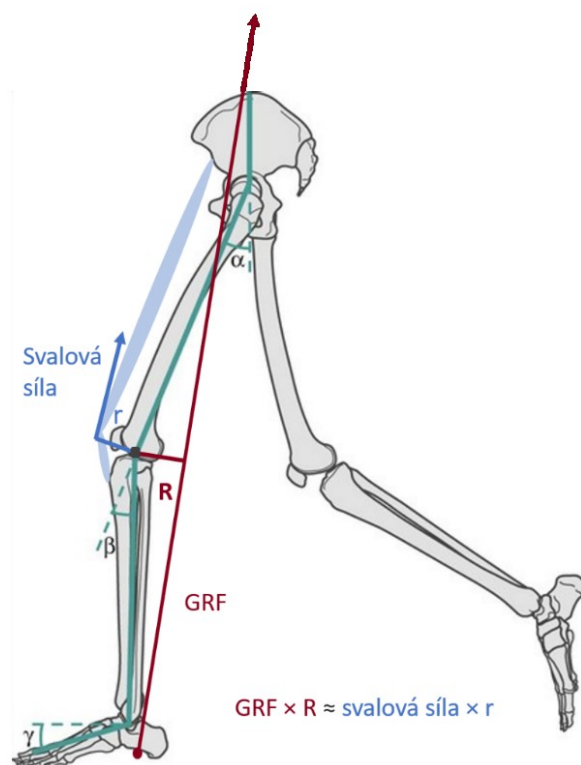
Lidské tělo je biomechanický systém – působí na něj vnější a vnitřní síly, které vyvolávají mechanické účinky. Mezi vnější síly řadíme jednak gravitační sílu a třecí síly, potom také odstředivé síly a Coriolisovu sílu. Vnitřní síla je síla produkovaná mechanickým stahem svalů okolo kloubů. Výsledkem působení sil je na základě Newtonových zákonů pohyb, tedy i chůze.

Během stoje a oporové fáze chůze vyvolává působení vnějších sil, zejména gravitační působení tělesné hmotnosti, vznik reakční síly podložky (*ground reaction force*, GRF), která je na druhé straně balancována svalovou silou (Obrázek 3). Výsledkem působení GRF a svalové síly na klouby je vznik momentů síly, které vytváří ohyb v kloubech (Kirtley, 2006). Velikost momentů je přímo úměrná velikosti produkované síly a kolmé vzdálenosti vektoru síly od centra kloubu (momentovému ramenu). Platí rovnice:

$$M_{GRF} = GRF \times R \quad (1)$$

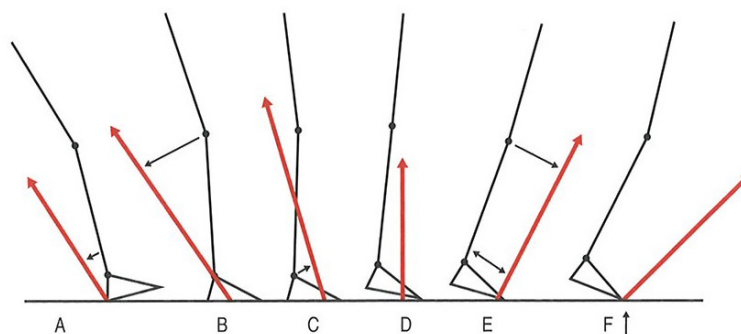
$$M_{sval} = F_{sval} \times r \quad (2)$$

kde M_{GRF} je moment reakční síly podložky; GRF je reakční síla podložky; R je momentové rameno reakční síly podložky; M_{sval} je moment svalové síly; F_{sval} je svalová síla; r je momentové rameno svalové síly.

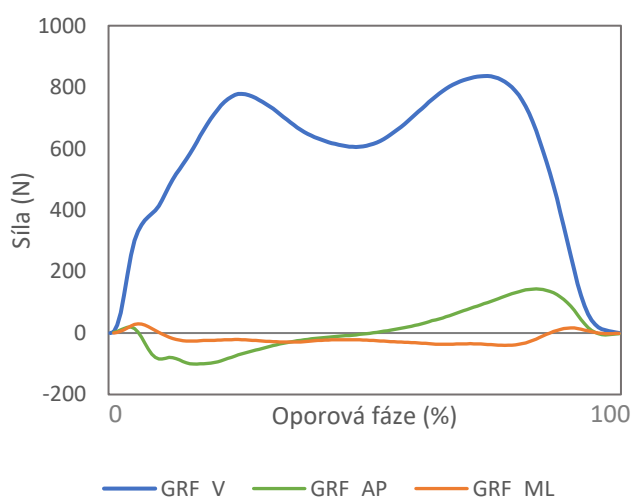


Obrázek 3: Působení sil při chůzi v sagitální rovině. Pro udržení požadovaného úhlu v kloubu musí svalová síla vyvažovat reakční sílu podložky (GRF). Působením na kloub skrze momentová ramena (R, r) síla vytváří ohybový moment v kloubu. Zde je flexní moment v koleni vyvolaný GRF balancován zapojením extenzorů kolene, které produkují extenzorový moment v kloubu. R , momentové rameno reakční síly podložky; r , momentové rameno svalové síly; α , flexní úhel kyčle; β , flexní úhel kolene; γ , flexní úhel kotníku. Upraveno podle Richards (2008).

Zda bude docházet k pokrčení (flexi) nebo natažení (extenzi) v kloubu závisí na fázi stoje. V průběhu oporové fáze mění vektor GRF svoji velikost a směr (Obrázek 4), jak se mění relativní příspěvek jeho vertikální, předozadní a stranové složky (Obrázek 5). Změna pozice vektoru udává délku momentového ramene (R). Podle rovnice (1) se v průběhu oporové fáze musí měnit i velikost momentu GRF. Potom platí jednoduchá úměra, čím větší je moment GRF, tím větší moment opačného směru musí produkovat svalová síla (Obrázek 3) aby byla udržována požadovaná postura dolní končetiny (tj. relativní pozice segmentů vůči sobě). Během chůze je postura udržována dynamicky, to znamená, že se úhly v kloubech mění na základě velikosti a směru působících sil (Obrázek 4). Z kinematických dat (průběhu úhlů v kloubech) lze zpětně odvodit svalovou sílu, která musela působit, aby bylo dosaženo požadované postury (Hicks et al., 2015).



Obrázek 4: Progrese vektoru reakční síly v průběhu oporové fáze. Převzato z (Kirtley, 2006)



Obrázek 5: Průběh složek reakční síly podložky během oporové fáze. Vertikální složka (GRF_V) vzniká jako důsledek gravitace. Předozadní (anteroposteriorní; GRF_AP) a stranová (mediolaterální; GRF_ML) složka jsou horizontální smykové síly, které vznikají především jako důsledek tření. Předozadní GRF se v první polovině oporové fáze označuje jako brzdná síla, jelikož zpomaluje pohyb těla vpřed; ve druhé polovině se označuje jako hnací síla urychlující pohyb těla vpřed.

1.3 Úloha svalů při chůzi

Protože je kostra systém dynamicky propojených segmentů, síla produkovaná jedním svaem se přenáší přes všechny klouby dolní končetiny, a proto může sval ovlivňovat úhel i toho kloubu, který nepřeklenuje (Zajac and Gordon, 1989). Dynamické propojení vysvětluje, proč svaly, bez ohledu na to, kde na dolní končetině leží, urychlují zároveň všechny segmenty a tím i těžiště celého těla (Pandy, 2001; Zajac and Gordon, 1989).

Během oporové fáze chůze plní svaly dolní končetiny tři základní úlohy: zajišťují oporu proti gravitaci (*support*), umožňují progresi těla vpřed (*forward progression*) a kontrolují stranovou rovnováhu v průběhu každého kroku (Pandy et al., 2010; Pandý and Andriacchi, 2010; Winter, 1995). Svaly prostřednictvím těchto funkcí, v uvedeném pořadí, akcelerují pohyb těžiště těla ve vertikálním, předozadním a mediolaterálním směru (Lin et al., 2011; Pandý et al., 2010; Winter, 1995). Zrychlení těžiště je přímo úměrné složkám reakční síly. Proto podíl svalu na zrychlení těžiště odpovídá jeho příspěvku k reakční síle (Lin et al., 2011).

Výstupy matematického modelování se shodují, že na udržování opory, progresi těla a částečně udržování stranové rovnováhy se podílí primárně pět svalů (resp. svalových skupin) oporové končetiny. Jedná se o *musculus (m.) gluteus maximus*, *m. gluteus medius*, *musculi (mm.) vasti (m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius)*, *m. soleus* a *m. gastrocnemius (caput laterale, caput mediale)* (Anderson and Pandý, 2003; Lin et al., 2011; Liu et al., 2006; Moissenet et al., 2017; Neptune et al., 2004; Pandý et al., 2010).

Na začátku oporové fáze je potřeba zajistit oporu těla a současně zpomalit pohyb těla vpřed, tuto funkci přejímá *m. gluteus maximus*, *mm. vasti* a *m. gluteus medius* (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2004). Maximum síly těchto svalů je spojeno s přechodem z časného do středního stoje, tedy mezi dvojí oporou a jednooporovou fází, což odpovídá maximu GRF (Liu et al., 2006). Během středního stoje roste význam *m. gluteus medius* na udržování opory, navíc je důležitá pasivní opora samotné kostry (Anderson and Pandý, 2003; Jansen et al., 2014; Liu et al., 2006). Během pozdní oporové fáze je funkce udržování opory doprovázena progresí těla dopředu. Tuto roli zaujímá *m. soleus* a *m. gastrocnemius* s příspěvkem *m. gluteus medius* (Anderson and Pandý, 2003; Liu et al., 2006). Jejich význam narůstá postupně od středního stoje, maximum síly je analogicky spojeno s přechodem mezi fázemi a maximem GRF (Liu et al., 2006).

Zapojení *m. gluteus medius* ukazuje fenomén dynamického propojení (Zajac and Gordon, 1989); ačkoliv se jedná o sval ležící mimo sagitální rovinu, významně se podílí na udržování opory i progresi těla vpřed, funkcích souvisejících s akcelerací těžiště ve vertikálním i předozadním směru (Liu et al., 2006). Obdobně svaly, které leží primárně

v sagitální rovině, ovlivňují stranovou rovnováhu. Laterální vychýlení těla vlivem gravitace a akce *mm. vasti* na začátku oporové fáze balancuje síla *m. gluteus medius* (Lin et al., 2011; Pandy et al., 2010), která posunem těžiště zpět mediálně udržuje stranovou rovnováhu. V druhé polovině oporové fáze *m. gluteus medius* balancuje laterální vychýlení vlivem akce *m. soleus* a *m. gastrocnemius* (Lin et al., 2011; Pandy et al., 2010). V mediolaterálním směru tudíž působí svaly antagonisticky, vychýlení těžiště laterálně je ve stejném okamžiku kompenzováno svaly, které ho navrací zpět k mediální rovině.

Svalová koordinace je do určité míry závislá na rychlosti chůze. Větší úhel flexe v koleni při vyšší rychlosti způsobuje nárůst síly *mm. vasti* (Liu et al., 2008) související převážně s prodloužením délky kroku (Lim et al., 2017). Naopak při nižších rychlostech mají extenzory kolene i kyčle (*mm. vasti* a *m. gluteus maximus*) minoritní roli při zpomalení progresu těla a udržování opory (Liu et al., 2008). Tyto funkce přejímá *m. gluteus medius* a pasivní opora kostry stojné končetiny. Celková síla *m. gluteus medius* je na rychlosti chůze poměrně nezávislá (Liu et al., 2008), pouze při velmi pomalé rychlosti se zvyšuje poměr síly k udržování opory na úkor síly nutné k zajištění stranové rovnováhy (Jansen et al., 2014).

Svalová síla, která umožňuje chůzi prostřednictvím zmíněných funkcí, se přenáší do kloubů, kde vytváří kontaktní sílu. Velikost kontaktní síly v kolenním kloubu se v závislosti na rychlosti pohybuje v rozmezí troj až čtyřnásobku tělesné hmotnosti (Lenton et al., 2018), v kyčelním kloubu okolo trojnásobku (Lerner and Browning, 2016). Klouby tak musí odolat poměrně velkým silám, což je v průběhu času činí náchylné ke zranění a poškození. Abnormální svalové síly z dlouhodobého hlediska například ovlivňují patogenezi osteoartrózy (Chang et al., 2005; Yamada et al., 2001; Sims et al., 2002).

V kyčelním kloubu přispívá ke kontaktní síle významně *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus* a další svaly obklopující kyčelní kloub (hamstringy, *m. iliopsoas*). Z důvodu dynamického propojení se na kontaktní síle podílí i *mm. vasti*, které kyčelní kloub neobklopují (Correa et al., 2010). Kontaktní sílu v kolenním kloubu vytváří primárně *mm. vasti* a ve druhé polovině oporové fáze *m. gastrocnemius* (Sasaki and Neptune, 2010).

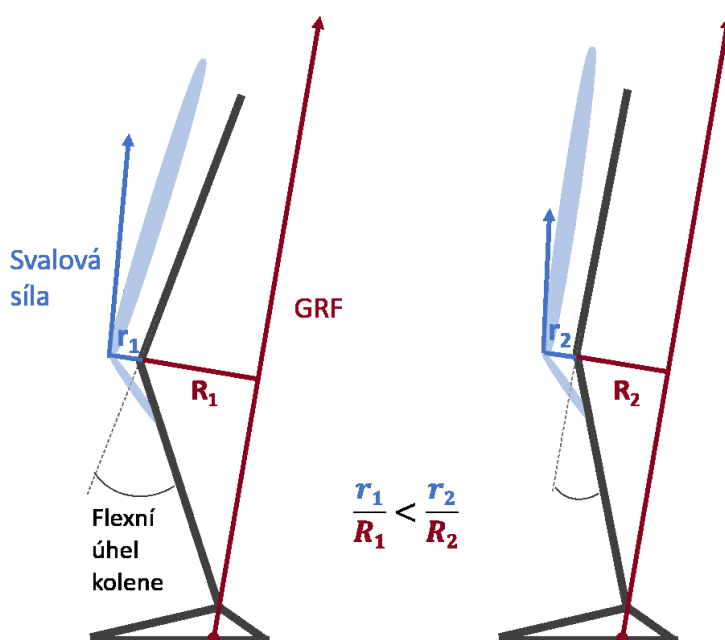
Signifikantní příspěvek mají také svaly neobklopující kloub, *m. gluteus maximus* a *m. soleus* (Sasaki and Neptune, 2010).

Svalová síla také přímo determinuje energetické náklady lokomoce. Celkové energetické náklady závisí na produkci svalové síly, která je potřebná k akceleraci těžiště v průběhu opory (hlavně ve vertikálním směru) a ke švihu končetiny (Griffin et al., 2003; Kram and Taylor, 1990; Pontzer, 2005). Zhodnocení metabolického výkonu svalů ukazuje, že nejvíce energie (> 70 %) se spotřebuje při samotné oporové fázi k akceleraci těžiště (Umberger, 2010), větší výchylky těžiště jsou spojené s většími energetickými náklady.

Z hlediska oporové fáze je celkově energeticky nejnákladnější střední stoj (jednooporová fáze). Ačkoliv zde vytváří pasivní oporu kostra končetiny, je zapotřebí i nezanedbatelná síla svalů (Umberger, 2010). Navíc je to nejdelší fáze opory. Starší studie (Grabowski et al., 2005; Kuo et al., 2005) uvádí největší spotřebu energie na přemístění těžiště při kontaktu paty s podložkou (*step-to-step transition*), což odpovídá převážně obdobím dvojí opory (Kuo et al., 2005). Spotřeba energie zde je nejvyšší pouze z hlediska okamžité spotřeby. Jinak řečeno, svaly dosahují maximální síly, ale období trvá krátce. Navíc pozdní oporová fáze (druhá dvojí opora) je charakteristická zapojením plantárních flexorů (*m. soleus* a *m. gastrocnemius*), které umožňují skladování a uvolňování elastické energie (Sawicki and Ferris, 2009) a tudíž významně snižují energetickou náročnost této fáze. Model metabolického výkonu svalů Umberger (2010) však nepředpokládá zapojení flexoru kyčle (*m. iliopsoas*) během pozdní opory, nýbrž až později při švihu končetiny. Přitom modelování síly se vcelku jasně shoduje na produkci síly *m. iliopsoas* již během pozdní fáze opory (Trinler et al., 2018). To znamená, že pozdní opora a tím i celá oporová fáze ještě mohou zvýšit energetickou náročnost na úkor švihu. Proto se dá předpokládat snaha minimalizovat sílu a tím i energetické náklady především během opory.

1.4 Vliv velikosti těla na biomechaniku chůze

Jedním z faktorů, které mohou ovlivňovat produkci svalové síly a tím i zatížení kloubů a energetické náklady lokomoce, je velikost lidského těla (Griffin et al., 2003; Lerner et al., 2014; Pontzer et al., 2009). Na základě zákonů mechaniky platí, že s rostoucí velikostí těla (hmotností a délkou dolní končetiny) se zvyšují nároky na svalovou sílu potřebnou pro lokomoci (Griffin et al., 2003; Witte et al., 1991). Vyšší tělesná hmotnost vyžaduje více síly pro oporu těla proti gravitaci (Griffin et al., 2003). Delší dolní končetiny mají větší moment setrvačnosti, který musí svalová síla při každém kroku překonat, navíc prodlužují momentové rameno GRF (Witte et al., 1991). Změnou postury končetin lze svalovou sílu modifikovat (Biewener et al., 2004; Biewener, 1989; Gray, 1968). Velcí savci ve srovnání s drobnými udržují více natažené končetiny, aby snižovali síly, kterým musí odolat jejich kostra (Biewener, 1989). Extenze končetin mění relativní pozici vektoru GRF vůči kloubu a zkracuje jeho momentové rameno (Obrázek 6), čímž snižuje výsledný moment GRF. Za předpokladu, že se momentové rameno svalové síly (r) nemění, získávají svaly mechanickou výhodu, tudíž mohou produkovat méně síly, aby vytvořily adekvátní proti-moment vůči momentu GRF (Biewener et al., 2004).



Obrázek 6: Vliv extenze končetiny na svalovou sílu. Snížením flexního úhlu kolene dojde ke zkrácení momentového ramene reakční síly (R_2) a snížení jejího momentu, tím získá sval mechanickou výhodu a může produkovat menší sílu, aby moment balancoval. Délka momentového ramene svalové síly (r_1 , r_2) se výrazně nezmění. GRF, reakční síla podložky, r/R , mechanická výhoda svalů, R_1 , délka momentového ramene při zvýšení úhlu flexe.

Byl zjištěn vliv hmotnosti těla a délky dolní končetiny na úhly v kloubech během oporové fáze chůze (Hora et al., 2017). Určité poznatky o vlivu hmotnosti na biomechaniku chůze přineslo porovnání obézních jedinců a jedinců s normální hmotností (DeVita and Hortobágyi, 2003) nebo experimenty chůze se zátěží (Seay et al., 2014; Silder et al., 2013). Kromě vlivu hmotnosti a délky dolní končetiny na biomechaniku chůze byl pozorován také vliv šířky pánve na svalovou aktivitu při různých typech chůze (Wall-Scheffler et al., 2010).

1.4.1 Posturální změny v kolenním kloubu

Posturální změny v závislosti na velikosti těla byly nejčastěji pozorovány v kolenním kloubu (DeVita and Hortobágyi, 2003; Hora et al., 2017). Vyšší tělesná hmotnost vede ke zvýšení vnějších sil a tudíž i většímu zatížení kolenního kloubu, který tlumí náraz při došlapu (Perry et al., 2010). Nejvíce patrné je zvýšené zatížení kolenního kloubu patrné u obézních jedinců, kteří mají vysoké riziko vzniku osteoartrózy v kolenním kloubu (Stürmer et al., 2000). Jedinci s vyšší tělesnou hmotností vykazují menší flexi kolene v časně oporové fázi (Hora et al., 2017). Díky menší flexi by hmotnější jedinci mohli snižovat zatížení kolenního kloubu. Na druhou stranu se menší flexe v kolenním kloubu nepotvrdila, pokud byla vyšší tělesná hmotnost simulována pomocí zátěžové vesty (Silder et al., 2013). Můžeme usuzovat, že posturální změna vzniká u hmotnějších jedinců již v průběhu vývoje a není indukovaná zátěží.

Hora et al. (2017) identifikovali negativní vztah hmotnosti těla a flexe v kolenním kloubu během časně oporové fáze u jedinců s normální hmotností. Jinými slovy hmotnější jedinci udržovali v časně fázi opory více natažené končetiny v koleni. Snížení úhlu flexe s hmotností ($b = -0,24 \text{ }^\circ/\text{kg}$) by dokázalo vykompenzovat zvýšení momentu v koleni v důsledku větších vnějších sil (Hora et al., 2017), nicméně Hora et al. (2017) efekt menší flexe na moment v koleni pouze modelovali a přímo neměřili. Pokud by snížení flexe představovalo efektivní moderační mechanismus, síla extenzorů kolene (*mm. vasti*) bude podobná u hmotnějších i méně hmotných jedinců. Vliv flexního úhlu kolene na svalovou sílu extenzorů kolene však zatím nikdo netestoval.

Menší flexe v koleni na začátku oporové fáze byla pozorována také u obézních jedinců, u nichž je tlak na vznik posturálních adjustací ještě větší z důvodu rizika poškození kolenního kloubu (DeVita and Hortobágyi, 2003; Stürmer et al., 2000). Přes dvojnásobnou tělesnou hmotnost měli obézní jedinci extenzorový moment v koleni srovnatelný se skupinou štíhlých (DeVita and Hortobágyi, 2003). Menší flexe kolene spolu s absencí zvýšení momentu v koleni rovněž naznačuje existenci moderačních mechanismů (DeVita and Hortobágyi, 2003). Chůze obézních jedinců může být ovlivněna dalšími faktory (např. distribucí tukové tkáně), a proto výsledky studie DeVity and Hortobágyi (2003) nemusí být aplikovatelné na jedince s normální hmotností. Skupina jedinců s normální hmotností v této studii (DeVita and Hortobágyi, 2003) měla výrazně větší flexi v koleni (25° vs. 18°) oproti jiným studiím (Freedman Silvernail et al., 2013; Hora et al., 2017; Hortobágyi et al., 2011), a to mohlo ovlivnit významnost rozdílu mezi skupinami. Navíc další studie moderační mechanismy v kolenním kloubu u obézních nepotvrdily (Aaboe et al., 2011; Browning and Kram, 2007; Freedman Silvernail et al., 2013; Harding et al., 2012; Hortobágyi et al., 2011). Adjustaci flexe kolene na vyšší tělesnou hmotnost během časně oporové fáze v souboru jedinců s normální hmotností identifikovala pouze zmíněná studie Hory et al. (2017).

Vliv celkové hmotnosti na biomechaniku kolenního kloubu byl studován také pomocí zátěžové vesty. V kontrastu k výsledkům Hory et al. (2017) a DeVity and Hortobágyi (2003) se umělé zvýšení tělesné hmotnosti projevilo zvýšením úhlu flexe kolene a s ním korespondujícím zvýšením momentu (Seay et al., 2014; Silder et al., 2013) a svalové aktivity *mm. vasti* (Silder et al., 2013) v časně oporové fázi. Výsledkem byl nárůst energetické náročnosti chůze (Silder et al., 2013). Flexe kolene však významně přispívá k tlumení nárazu při došlapu (Attwells et al., 2006; Perry et al., 2010), navíc snižuje maximum GRF během časně oporové fáze (Silder et al., 2013). Větší flexe kolene při došlapu pravděpodobně moderuje nárazové síly a tím snižuje riziko zranění způsobené zvýšenou zátěží (Attwells et al., 2006). Z uvedených poznatků vyplývá, že chůze se pravděpodobně nepřizpůsobuje zátěži okamžitě s cílem minimalizovat energetické náklady. Větší flexe kolene při zatížené chůzi může cílit na okamžitou minimalizaci nárazu při došlapu. Potřeba snížit nárazovou sílu pravděpodobně převažuje energetické výhody zkrácení momentového ramene GRF.

Snížení flexního úhlu kolene může působit jako moderační mechanismus jen na začátku oporové fáze. V průběhu pozdní opory vytváří moment GRF extenzi v kloubech, a tudíž je jeho snížení determinováno naopak větší flexí (Hora et al., 2017). Během pozdní opory se zvýšení flexního úhlu v koleni u hmotnějších jedinců neprokázalo (DeVita and Hortobágyi, 2003; Hora et al., 2017, 2012). Ve fázi pozdní opory není potřeba tlumit náraz jako na začátku opory, ale naopak urychlit těžiště těla vpřed a připravit končetinu ke švihů (Perry et al., 2010). Během pozdní opory se především plantární flexory (Liu et al., 2006), které umožňují odvinutí chodidla od podložky. Hora et al. (2012) poukazuje na to, že extenzní moment může být důležitý pro stabilizaci kolene, jelikož vyvažuje výrazný stah plantárních flexorů. Stabilizace kolene může být důvodem, proč není extenzní moment v koleni během pozdní opory moderován posturálními adjustacemi.

Současné poznatky naznačují, že hmotnější jedinci udržují během časně oporové fáze menší flexi v koleni, aby kompenzovali zvýšení momentu v koleni v důsledku vyšší tělesné hmotnosti. Efektivitu moderačního mechanismu by bylo zapotřebí ověřit přímo na svalové síle extenzorů kolene.

1.4.2 Posturální změny v kyčelním kloubu

Několik studií zjistilo posturální adjustace v závislosti na velikosti těla také v kyčelním kloubu (Gruss et al., 2017; Hora et al., 2017). Na rozdíl od posturálních adjustací v koleni, které jsou determinovány vyšší tělesnou hmotností, souvisí změny úhlu v kyčli především s vlivem délky dolní končetiny, případně se šířkou pánve. Adjustace úhlu v kyčli na velikost těla byla pozorována během časně i pozdní oporové fáze (Gruss et al., 2017). Na druhou stranu nelze jednoznačně říct, že jedná o efektivní moderační mechanismy, protože moment v kyčelním kloubu je vůči změnám postury poměrně resistantní, zejména v pozdní fázi opory (Hora et al., 2017).

Podobně jako hmotnější jedinci udržují menší flexi kolene, jedinci s delšími dolními končetinami vykazují tendenci k menší flexi kyčle na začátku oporové fáze (Hora et al., 2017). Existenci moderační strategie podporuje negativní vztah délky dolní končetiny a svalové aktivity hlavního extenzoru kyčle (*m. gluteus maximus*) (Wall-Scheffler et al.,

2010). Ovšem studie Wall-Scheffler et al. (2010) vycházela z integrálu svalové aktivity napříč celým cyklem chůze, včetně švihové fáze, kdy byl sval rovněž aktivní. Pokud se zaměříme pouze na oporovou fázi, může být vliv délky dolní končetiny na aktivitu i sílu *m. gluteus maximus* naopak pozitivní nebo se nemusí projevit vůbec. Autoři Hora et al. (2017) také podotýkají, že zjištěný negativní efekt délky dolní končetiny na flexi v kyčelním kloubu ($b = -0,034 \text{ } ^\circ/\text{cm}$) není natolik velký, aby kompenzoval či dokonce převážil mechanickou nevýhodu delší dolní končetiny (Witte et al., 1991) a mohl výrazněji snižovat sílu extenzorů. Pro objasnění, zda se jedná o moderační mechanismus a jak je účinný, by bylo zapotřebí testovat vliv flexe v kyčli a délky dolní končetiny přímo na svalovou sílu extenzoru kyčle.

Během pozdní oporové fáze nebyly zjištěny změny flexního úhlu kyčle, které by souvisely s délkou dolní končetiny nebo s vyšší tělesnou hmotností (Gruss et al., 2017; Hora et al., 2017). Efekt posturálních změn na moment v kyčli je 3,5 krát menší než v koleni (Hora et al., 2017), tudíž je poměrně obtížné moment snižovat změnou flexe kyčle. Vyvinout moderační mechanismus by pro větší jedince nemělo takový význam jako u kolenního kloubu. Resistance momentu v kyčli vůči změnám postury může mít také důsledek vůči síle flexoru kyčle (*m. iliopsoas*). I v případě, že by větší jedinci vykazovali změnu úhlu kyčle s hmotností nebo délkou dolní končetiny, moment by to příliš neovlivnilo, tudíž ani sílu *m. iliopsoas*. Z toho můžeme usuzovat, že síla *m. iliopsoas* nebude závislá na velikosti těla. Podporuje to i fakt, že *m. iliopsoas* nepatří mezi svaly, které by během pozdní opory urychlovaly těžiště těla ve vertikálním směru (kap. 1.3), což by podle druhého Newtonova pohybového zákona (tj. síla = hmotnost \times zrychlení) vyžadovalo více síly s vyšší tělesnou hmotností. Navíc to potvrzují i experimenty chůze se zátěžovou vestou – v pozdní fázi opory se moment v kyčli nezvýšil ani při zátěži představující 30 % hmotnosti (Silder et al., 2013), tudíž by se s vyšší celkovou hmotností neměla zvyšovat ani síla *m. iliopsoas*.

Kromě samotné délky dolní končetiny a hmotnosti může ovlivňovat flexní úhel kyčle i šířka pánve. Šířka pánve spolu s délkou dolní končetiny měly význam na lokomoci již v evoluci (viz *review* Gruss and Schmitt, 2015). Evolučně orientované studie se zaměřují především na energetický benefit, který mohla pro některé homininy představovat relativně širší pánev (Gruss et al., 2017; Rak, 1991; Wall-Scheffler et al., 2010).

Mechanická výhoda širší pánve může existovat i v rámci variability moderního člověka (Gruss et al., 2017; Wall-Scheffler et al., 2010). Ukázalo se, že jedinci s relativně širší pánví (vzhledem k délce dolní končetiny) vykazují menší flexní úhel kyčle během časné i pozdní fáze opory (Gruss et al., 2017), čímž zkracují momentové rameno GRF nejen na začátku, ale i na konci oporové fáze. Proto bychom mohli očekávat nižší produkci síly extenzoru kyčle *m. gluteus maximus* (ale srovnej Wall-Scheffler et al. 2010) i flexoru kyčle *m. iliopsoas* u jedinců s relativně širší pánví. Kvůli resistenci momentu v kyčli oproti posturálním změnám (Hora et al., 2017) by negativní efekt šířky pánve na flexi v kyčli musel být poměrně velký. Velikost efektu autoři Gruss et al. (2017) neuvádí, ovšem inverzní vztah mezi šířkou pánve a flexním úhlem kyčle je poměrně slabý ($r^2 = 0,03$) v rozmezí variability moderního člověka (Gruss et al., 2017), tudíž pravděpodobnost, že významně ovlivní sílu *m. gluteus maximus* a *m. iliopsoas* je malá. Mohlo by se ale jednat o pozůstatek moderačního mechanismu z evoluce. Homininé jako *Australopithecus afarensis* vykazovali velkou variabilitu velikosti těla oproti modernímu člověku (např. Richmond and Jungers, 1995), k tomu měli výrazně kratší končetiny (např. Jungers, 1982), ale podobně širokou pánev jako moderní člověk (např. Rak, 1991). Relativně široká pánev mohla díky inverznímu vztahu se svalovou silou představovat energetický benefit zejména pro homininy ženského pohlaví s krátkými dolními končetinami (Gruss et al., 2017).

Dosavadní poznatky naznačují, že jedinci s delšími dolními končetinami udržují v časné oporové fázi menší flexi v kyčli (Hora et al., 2017). Efekt snížení flexe kyčle je však poměrně malý, aby dokázal překonat mechanickou nevýhodu delší dolní končetiny (Hora et al., 2017). Existenci a efektivitu moderačního mechanismu lze nejlépe posoudit zhodnocením vlivu délky dolní končetiny a flexe v kyčli na sílu *m. gluteus maximus*.

1.4.3 Změna rotace pánve

Dosud byly zmiňovány změny úhlů v sagitální rovině, tj. flexní úhel kyčle a kolene. Při chůzi je důležitý i pohyb mimo sagitální rovinu, který souvisí především s udržováním stranové rovnováhy.

V souvislosti s udržováním stranové rovnováhy se ukázalo, že jedinci s delšími dolními končetinami při chůzi méně rotují pánev (Gruss et al., 2017). Na rotaci pánve a souvisejícím udržování stranové rovnováhy se podílí *m. gluteus medius* v průběhu celé oporové fáze (Pandy et al., 2010). Pokud jedinci s delšími dolními končetinami méně rotují pánev, mohli by také produkovat celkově méně síly *m. gluteus medius*. Wall-Sheffler et al. (2010) však u jedinců s delšími dolními končetinami zjistila větší svalovou aktivitu *m. gluteus medius*. Odlišné výsledky Wall-Sheffler et al. (2010) však mohou souviset s tím, že sledovala svalovou aktivitu, nikoliv svalovou sílu.

1.4.4 Další faktory ovlivňující biomechaniku chůze

Biomechaniku chůze mohou ovlivňovat kromě velikosti těla i další faktory jako je rychlost chůze nebo pohlaví (Freedman Silvernail et al., 2013; Hora et al., 2017; Oberg et al., 1994), tudíž je důležité zvážit i jejich vliv. Variabilita velikosti lidského těla je malá, pokud ji porovnáme s mezidruhovou variabilitou tělesné velikosti savců. V důsledku ovlivnění biomechaniky chůze dalšími faktory a díky malé variabilitě velikosti těla člověka nemusí být vliv tělesné velikosti na biomechaniku chůze tak jednoznačný.

Kromě mechanicky determinovaných posturálních adjustací, existuje také behaviorální plasticita, která může v součinnosti s posturálními změnami ovlivňovat svalovou sílu a tím například snižovat energetické náklady chůze (Hortobágyi et al., 2011; Lim et al., 2017). Za behaviorální adjustaci můžeme považovat změnu rychlosti chůze, kterou volí centrální nervový systém vhodnou kombinací délky kroku a trvání krokového cyklu (Kibushi et al., 2019). Délka kroku například vykazuje pozitivní vztah s délkou dolní končetiny a také s rychlostí (Gruss et al., 2017; Wall-Scheffler and Myers, 2013). Síla svalů, které zajišťují oporu a pohyb těla vpřed, hlavně *mm. vasti* a *m. gluteus maximus*, roste s délkou kroku (Lim et al., 2017) a také s rychlostí (Liu et al., 2008). Energetický benefit delší dolní končetiny (Steudel-Numbers et al., 2007; Steudel-Numbers and Tilkens, 2004) je pravděpodobně také z části determinován behaviorální plasticitou (Gruss et al., 2017; Pontzer et al., 2009). Není zcela jasné, do jaké míry ovlivňují svalovou sílu posturální adjustace a na druhé straně behaviorální adjustace u každého jedince. Avšak rychlost chůze může maskovat skutečný vliv velikosti těla na svalovou sílu, proto musí být při analýze chůze kontrolována – použitím preferované rychlosti (DeVita and

Hortobágyi, 2003) nebo standardizované rychlosti (Lim et al., 2017) a nejlépe zahrnutím do statistického modelu (Hora et al., 2017).

Vliv velikosti těla na posturu a svalovou sílu může do jisté míry ovlivnit i pohlaví. Navzdory signifikantním rozdílům ve velikosti těla, vykazují ženy i muži podobnou kinematiku chůze (Hurd et al., 2004; Silder et al., 2013). Jiné studie navíc publikují větší flexi některých kloubů u mužů oproti ženám (Hora et al., 2017; Oberg et al., 1994; Røislien et al., 2009), přičemž by se očekával opak z důvodu větší velikosti těla.

Z dosavadních poznatků o lidské lokomoci můžeme říci, že posturální adjustace existují i u člověka, ale nejsou tak jednoznačné jako u velkých savců (Biewener, 1989). Velikost těla vysvětluje malou část variance úhlů v kloubech (Hora et al., 2017). Slabé vztahy mezi velikostí těla a flexním úhlem v kloubech jsou pravděpodobně důsledkem relativně nízké mechanické zátěže při chůzi člověka (Hora et al., 2017). Pokud chůze jedince směřuje k maximální úspoře energie (ale srovnej Carrier et al. 2011), mohou vznikat posturální adjustace (menší flexe kloubu) během časně opory v průběhu ontogeneze nebo alespoň v průběhu delšího období, neboť při okamžité zátěži v podobě zátěžové vesty se úhly flexe zvyšují (Silder et al., 2013). Navíc se neprokázal ani vliv ztráty tělesné hmotnosti na velikost úhlů v kloubech (Aaboe et al., 2011; Hortobágyi et al., 2011). Každý člověk by pak měl z energetických důvodů naprogramovaný ideální vzorec chůze. To by se u některých jedinců s většími tělesnými rozměry mohlo projevit menším úhlem v kloubech.

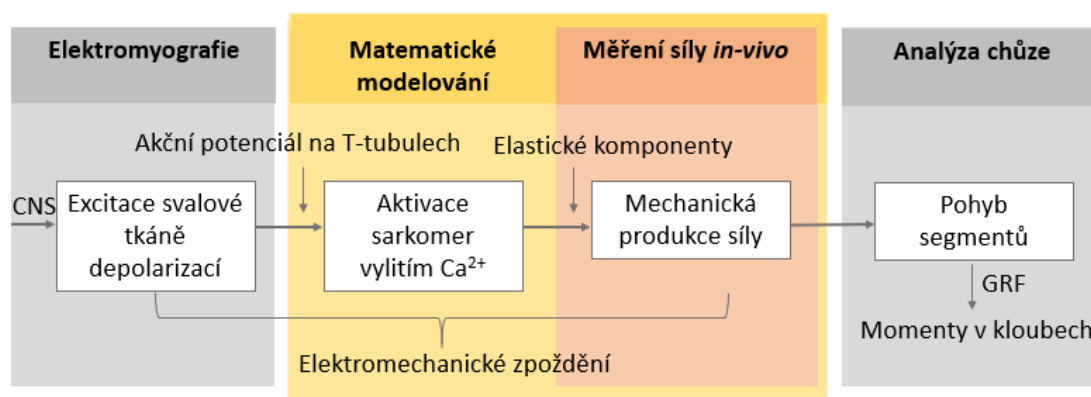
Hlavním nedostatkem dosavadního výzkumu je, že dosud žádná studie nesledovala vliv velikosti těla a postury dolní končetiny přímo na svalovou sílu. Bez znalosti individuálních křivek svalové síly lze jen nepřímě posoudit existenci posturálních adjustací a skutečný důsledek variability velikosti těla.

1.5 Muskuloskeletální modelování

Biomechanika chůze byla analyzována hlavně pomocí inverzní dynamiky (Hora et al., 2017) nebo povrchové elektromyografie (Wall-Scheffler et al., 2010), ani jedna z metod ale neumožňuje zjistit průběh síly jednotlivých svalů. Metoda inverzní dynamiky, která vychází z experimentálně naměřených kinematických dat a reakčních sil podložky, počítá

takzvané „čisté“ momenty v kloubu (Winter, 2009), to znamená celkový moment v kloubu, který produkuje daný pohyb. Každý kloub překlenuje několik svalů, které mohou tvořit svalovou skupinu, současně se zapojují i antagonisté kvůli stabilizaci kloubu (Buchanan et al., 2005). Výsledného čistého momentu v kloubu lze potom dosáhnout kombinací síly různých svalů (Pandy and Andriacchi, 2010). To je definováno jako problém svalové redundance, tj. existuje více aktivních svalů než směrů, ve kterých lze provést pohyb (stupňů volnosti) (Bernstein, 1967). Metoda inverzní dynamiky nedokáže rozlišit, které svaly se na momentu podílely.

Povrchová elektromyografie umožňuje získat průběh elektrické stimulace (excitace) svalu (Sutherland, 2001). Metoda měří elektrický impuls přicházející do svalu z centrální nervové soustavy, ale výsledný mechanický stah následuje až se zpožděním (Cavanagh and Komi, 1979; Nordez et al., 2009) (Obrázek 7). Vztah mezi excitací a produkcí síly je komplexní a dosud nejasný, z toho také vyplývá, že výstupy EMG nejsou přímo úměrné svalové síle (Hug et al., 2015). Povrchová EMG ani metoda inverzní dynamiky síly generované jednotlivými svaly (Buchanan et al., 2005).



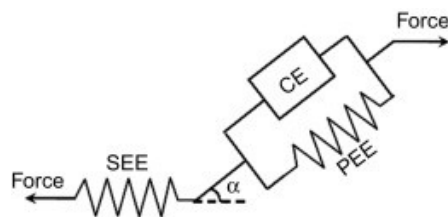
Obrázek 7: Schéma aktivačně-kontrakčního cyklu a elektromechanického zpoždění. Produkci svalové síly lze zjednodušeně rozdělit na čtyři hlavní fáze: excitace, aktivace, produkce síly a výsledný pohyb. Excitací se rozumí přenos nervového impulsu prostřednictvím motoneuronu na membránu svalového vlákna a následná depolarizace. Následuje vylití vápenatých (Ca^{2+}) iontů, které chemicky aktivuje stah svalu. Výsledkem stahu je produkce svalové síly, která se navenek projeví pohybem v kloubu. Přenos signálu na T-tubulech a elastické komponenty svaly způsobují elektromechanické zpoždění. V horní části schématu jsou uvedeny metody měření jednotlivých fází. CNS, centrální nervový systém, GRF, reakční síla podložky. Upraveno podle Trinler (2016).

Rozvoj výpočetní techniky umožnil řešit otázky týkající se lidské lokomoce pomocí modelování a simulace. Oproti klasické analýze chůze řeší modelování problém svalové redundance a umožňuje tak odhadnout sílu každého jednotlivého svalu (Pandy and Andriacchi, 2010).

Počátky muskuloskeletálního modelování se objevily v 70. letech (Seireg and Arvikar, 1973), přesto až do nedávné doby zůstávalo výsadou specializovaných biomechanických laboratoří. Přelom nastal až v roce 2007, kdy Scott Delp spolu s výzkumnou skupinou ze stanfordské univerzity představili volně dostupný simulační nástroj OpenSim (Delp et al., 2007). OpenSim umožňuje simulaci chůze, ale také řady dalších pohybů. Od jeho uvedení se simulace pohybu rozšířila na vědeckém poli v oblasti sportovní vědy, biomechanického výzkumu nebo ortopedie (Reinbolt et al., 2011; Seth et al., 2018; Skalhøi et al., 2015). Do běžné klinické praxe se zatím nedostal (Trinler et al., 2018). V České republice zůstává OpenSim méně rozšířeným nástrojem i v oblasti vědeckého výzkumu, a to hlavně z důvodu absence standardizovaného protokolu, který by usnadnil jeho použití.

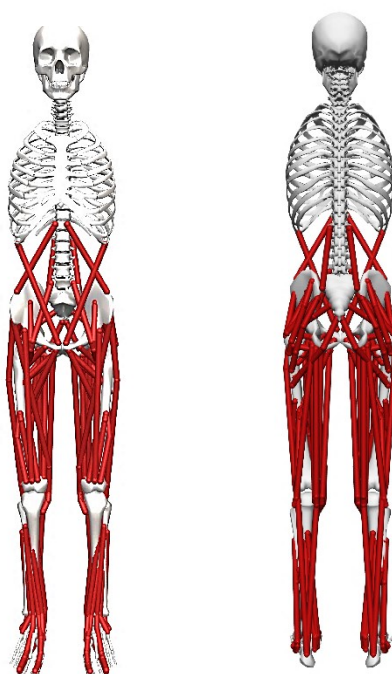
1.5.1 Muskuloskeletální model

Muskuloskeletální model popisuje lidský neurosvalový systém jako soubor matematických rovnic (Hicks et al., 2015). V modelu je lidské tělo reprezentováno rigidními segmenty, které jsou spojené prostřednictvím kloubů. Jednotlivé segmenty definuje jejich hmotnost, moment setrvačnosti a umístění těžiště, klouby mají daný počet stupňů volnosti a rozsah pohybu (Delp et al., 2007). Produkce svalové síly závisí nejen na svalu samotném, ale také na parametrech vazivové tkáně, proto jsou svaly v modelu definovány jako tzv. svalovo-šlachové komplexy (Obrázek 8) (Delp et al., 2007). Pro simulaci běžné chůze je model tvořen trupem a dolními končetinami, horní končetiny nejsou zahrnuty, jelikož se neprokázal zásadní vliv na kinematické parametry chůze (Umberger, 2008).



Obrázek 8: Svalovo-šlachový komplex Hillova typu. CE, kontraktilní element svalu (*contractile element*) zodpovědný za produkci síly, SEE, sériový elastický element (*series elastic element*) představuje šlachy (aponeurózu) svalu, PEE, paralelní elastický element (*parallel elastic element*) reprezentuje vazivový obal svalu, α , úhel, který svírají svalová vlákna se směrem působení síly. Převzato z Arslan et al. (2019)

Jedním z nejčastěji používaných modelů pro simulaci chůze v OpenSimu je obecný model *gait2392* (Obrázek 9) (Trinler, 2016). Skládá se z dvanácti segmentů a svoje jméno dostal podle počtu stupňů volnosti (23) a počtu svalovo-šlachových komplexů (92). Některé větší svaly (např. *m. gluteus maximus*) jsou reprezentovány více komplexy, proto celkově model tvoří 72 svalů. Obecný model představuje průměrného dospělého jedince. Pro přesnou simulaci je potřeba tento model adjustovat, aby odpovídal velikosti těla zkoumaného jedince. Rozměrová adjustace modelu (*scaling*) mění velikost segmentů, jejich fyzikální vlastnosti (hmotnost a setrvačnost) a uzpůsobuje i vnitřní charakteristiky svalu (Hicks and Dunne, 2012).



Obrázek 9: Muskuloskeletální model *gait2392*.

1.5.2 Dynamika muskuloskeletálního modelu

Pro odhad svalové síly se v OpenSimu používají dvě metody: statická optimalizace (*Static Optimization, SO*) a výpočet svalové kontroly (*Computed Muscle Control, CMC*) (Delp et al., 2007). Obě vychází z obecných matematických modelů (inverzní a přímé dynamiky) a k odhadu síly, tj. řešení problému svalové redundance používají odlišné optimalizační techniky.

Statická optimalizace je založená matematickým principu inverzní dynamiky: nejprve je vypočítán moment v kloubu a následně se řeší problém svalové redundance distribucí momentu mezi jednotlivé svaly obklopující kloub. Metoda používá optimalizační techniku založenou na minimalizaci součtu čtverců svalových aktivit (Hicks and Dembia, 2014). Tento výpočet probíhá pro každý časový okamžik zvlášť a nezahrnuje aktivačně-kontrakční dynamiku svalu (Trinler, 2016). Výstupem statické optimalizace je svalová aktivace a síla v jednotlivých časových okamžicích (*frame*) (Hicks and Dembia, 2014).

Výpočet svalové kontroly je metoda založená na principu přímé dynamiky; při výpočtu využívá zpětnou vazbu k odhadu excitací svalů, které vedou k nejbližší shodě mezi experimentálně naměřenou kinematikou a kinematikou modelu (Thelen et al., 2003). Jinými slovy se od inverzního principu liší tím, že odhad probíhá dopředu v čase a zahrnuje dynamiku kontrakce. K následnému řešení problému svalové redundance používá obecný postup statické optimalizace (Thelen and Anderson, 2006), přičemž optimalizační technika minimalizuje součet čtverců svalových excitací, nikoliv aktivit jako SO. Přístupů založených na přímé dynamice je více, obecně mají vysokou výpočetní složitost (Anderson and Pandy, 2001), v případě zjednodušeného CMC algoritmu je výpočetní složitost nižší než u jiných přístupů vycházejících z přímé dynamiky (Thelen et al., 2003).

1.5.3 Limitace a validace modelování

Úspěšné provedení simulace vyžaduje velmi kvalitní experimentální data (Trinler, 2016). Chyby v datech vstupují do výpočtů a projeví se ve výstupech simulace nejčastěji

nefyziologickými odchylkami (Davy and Audu, 1987; Patriarco et al., 1981), proto je potřeba záznamu a zpracování experimentálních dat věnovat patřičnou pozornost.

Absence aktivačně-kontrakční dynamiky je hlavní limitací statické optimalizace (Lin et al., 2012). Na druhou stranu je tato metoda výpočetně efektivnější a robustnější (Mokhtarzadeh et al., 2014). Ve srovnání s CMC vznikají méně často nefyziologické odchylky v odhadu síly (Trinler, 2016). Pro zmíněné benefity je použití SO výhodnější ve většině studií zaměřených na odhad svalové síly při chůzi (Lin et al., 2012). Statická optimalizace se také často používá pro odhad kontaktní síly v kloubech (Kim et al., 2009). Zahrnutí kontrakční dynamiky u CMC může mít význam v klinickém výzkumu při poruchách chůze na neurologickém podkladě, pro prediktivní simulace svalové kontroly nebo u plánovaných terapeutických intervencí (Erdemir et al., 2007).

Porovnání zmiňovaných metod odhadu síly ukazuje dobrou shodu v predikci aktivace svalu. Větší variabilita je v odhadu maximální síly napříč krokovým cyklem. Hlavní zdroj této variability není znám (Trinler et al., 2018). Rozdíl by mohl souviset s odlišnou optimalizační technikou, na základě které je svalová síla odhadována. Pokud jde o konkrétní svaly, větší rozdíly existují v odhadu síly dvoukloubových svalů (např. *m. rectus femoris*) (Mokhtarzadeh et al., 2014). Naopak *mm. vasti*, *m. gluteus medius* a *m. gluteus maximus* ukazují dobrou shodu odhadu obou metod (Mokhtarzadeh et al., 2014) a tím i spolehlivější odhad v rámci jedné metody.

Přímá validace odhadovaných svalových sil je možná pouze *in-vivo* technikami. Pro nepřímou validaci výstupů modelování lze použít EMG data, která indikují, kdy je sval aktivní. Ukazuje se, že řada studií odhady nevalidovala, a pokud ano, často nepoužili vlastní EMG data (Trinler et al., 2018) nebo nedostatečně komentovali zjištěné odlišnosti (Trinler, 2016). Validace pomocí EMG je problematická z hlediska posouzení celkového průběhu síly a maximální síly, jelikož mezi EMG signálem (excitací) a svalovou silou není přímý vztah (Hug et al., 2015). Je třeba brát v potaz, že každá z těchto metod měří jinou fázi aktivačně-kontrakčního procesu (Obrázek 7).

Přes svoje limitace má metoda muskuloskeletálního modelování nespornou výhodu v tom, že dokáže poskytnout informaci o průběhu síly jednotlivých svalů, která odráží efekt velikosti těla na energetických nárocích a zatížení pohybového aparátu (Griffin

et al., 2003; Lerner et al., 2014; Pandy and Andriacchi, 2010). Analýza svalových sil může v klinice pomoci přesně identifikovat mechanismy vzniku onemocnění pohybového aparátu. Například ostoartróza kyčle vzniká jako důsledek abnormální síly *m. gluteus medius* (Sims et al., 2002), patelofemorální syndrom může být výsledek dysbalance svalů okolo kolenního kloubu vedoucí k nadměrnému namáhání (Nigg and Herzog, 1999). Znalost variability svalové síly u zdravých jedinců je proto klíčová i v klinické praxi pro odlišení, co jen důsledek velikosti lidského těla a co už může naznačovat patologii.

2 Cíle práce a hypotézy

Cílem této práce je zjistit, jak velikost těla ovlivňuje svalovou sílu v oporové fázi chůze. Zaměříme se na vliv hmotnosti, délky dolní končetiny a šířky pánve na síly vybraných svalů dolní končetiny. Dílčím cílem je ověřit efekt posturálních změn na svalovou sílu v oporové fázi chůze. Budeme sledovat vliv flexního úhlu v koleni na sílu extenzorů kolene a vliv flexního úhlu v kyčli na sílu extenzoru a flexoru kyčle. Cílem je ověřit, zda změna úhlu v kloubu může efektivně moderovat zvýšení svalové síly u větších jedinců. Dále budeme sledovat, jak se změní síla při chůzi se zátěžovou vestou v porovnání s chůzí bez zátěže. Chceme zjistit, zda je způsob chůze adjustován na velikost těla již v průběhu vývoje nebo je plastický i v dospělosti.

Předpokládáme, že síla extenzorů kolene *mm. vasti* nebude ovlivněna tělesnou hmotností jedince, ale bude se zvyšovat při chůzi se zátěžovou vestou. Předpokládáme, že síla extenzoru kyčle *m. gluteus maximus* bude s délkou dolní končetiny růst. Dále předpokládáme, že bikristální šířka pánve neovlivní sílu *m. gluteus maximus*. Očekáváme, že síla flexoru kyčle *m. iliopsoas* nebude záviset na velikosti těla a nezvýší se ani při chůzi se zátěžovou vestou. Předpokládáme, že celková produkce síly *m. gluteus medius* bude s rostoucí délkou dolní končetiny klesat.

3 Materiál a metody

3.1 Charakteristika souboru

Měřený soubor tvořilo 19 mužů. Charakteristiku souboru ukazuje Tabulka 1. Do výzkumu byli zařazeni pouze zdraví neobézní jedinci, kteří neutrpěli závažné poranění pohybového aparátu. Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas, jehož znění bylo schváleno etickou komisí Přírodovědecké fakulty Univerzity Karlovy.

Tabulka 1: Charakteristika souboru

	Věk	Tělesná výška (cm)	Tělesná hmotnost (kg)	BMI (kg. m ⁻²)	Délka dolní končetiny (cm)	Bikristální šířka pánve (cm)
Průměr (SD)	28,7 (5,88)	179,5 (7,65)	73,7 (10,70)	22,8 (2,68)	85,8 (4,15)	29,3 (1,73)
Min–Max	21-42	168-199	55-90	18-29	79-95	27-32

SD, směrodatná odchylka; BMI, index tělesné hmotnosti (*body mass index*)

3.2 Průběh měření

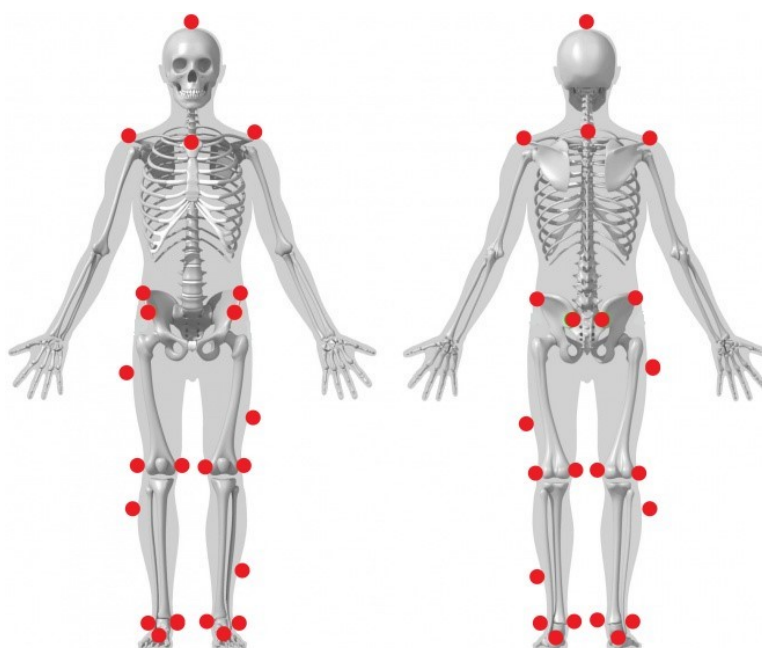
Příprava probandů a následný sběr dat probíhal v Laboratoři biomechaniky extrémních zátěží (labBEZ) na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy (FTVS UK). Na průběhu měření se podíleli kolegové z Laboratoře antropologie kostní tkáně, Mgr. Michal Struška a Bc. Zuzana Matějovská.

3.2.1 Příprava probandů

Vybrané anatomické body na těle probanda jsme označili pomocí markerů (Obrázek 10). Jednalo se především o kostěné výběžky, abychom minimalizovali chybu, kterou by způsobil pohyb markerů na kůži. Celkový soubor 27 markerů, tj. *marker set*, ukazuje Obrázek 11. Pro naši studii jsme použili adaptovaný *Plug-In Gait marker set*. Markery byly nalepeny na tělo pomocí oboustranné lepicí pásky, marker na temeni hlavy byl připevněn na čepici, kterou si proband nasadil.

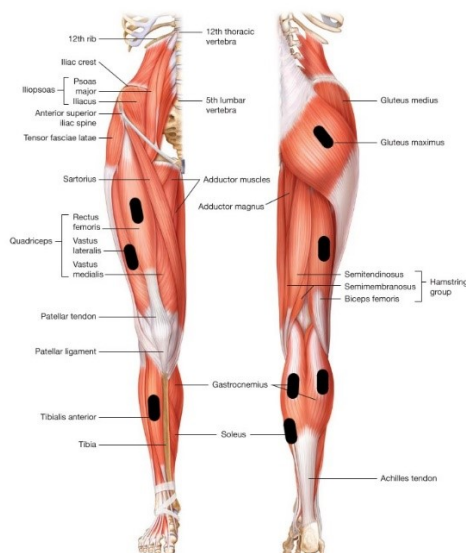


Obrázek 10: Markery. Reflexní kuličky odrážející infračervené záření kamer.



Obrázek 11: Marker set. Upraveno podle (C-Motion, Inc., 2017)

Pro záznam svalové aktivity jsme probandům na pravou dolní končetinu připevnili senzory povrchové elektromyografie (EMG). Použili jsme osm bezdrátových senzorů se stříbrnými elektrodami (Trigno Standard Sensor, Delsys, Natick, MA, USA) umístěných na těchto svalech: *m. gluteus maximus*, *m. biceps femoris*, *m. soleus*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. gastrocnemius lateralis*, *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis* a *m. tibialis anterior*. Na Obrázek 12 je uvedeno umístění senzorů podle Hermens et al. (2000). Senzory jsme připevnili pomocí lepících štítků k tomu určených na oholenou a alkoholem očištěnou pokožku.



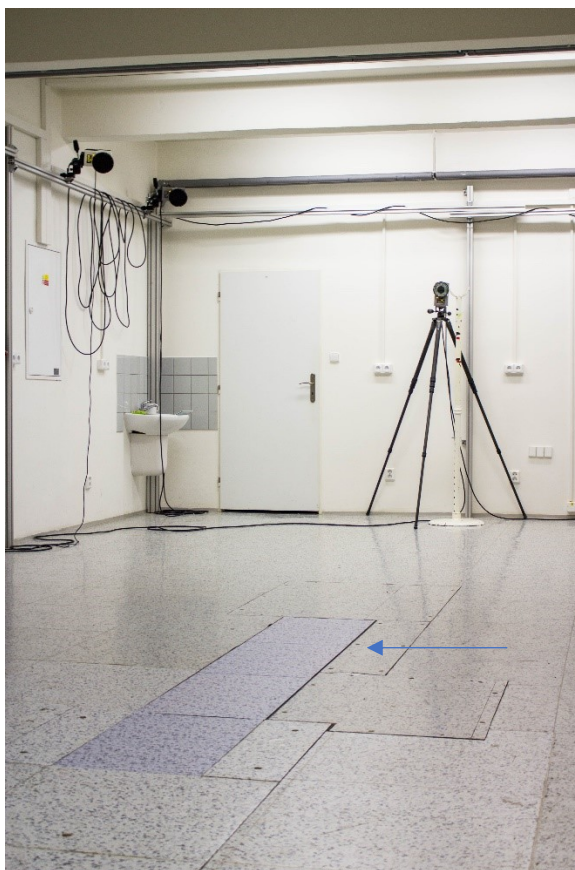
Obrázek 12: Umístění EMG senzorů. Upraveno podle Hall et al. (2013)

3.2.2 Sběr dat

Probandi podstoupili nejprve antropometrické měření. Tělesnou výšku jsme měřili pomocí antropometru. Šířku pánve, definovanou jako vzdálenost mezi pravým a levým bodem *iliocristale*, jsme měřili pelvimetrem. Hmotnost probandů jsme zjistili pomocí osobní váhy. Délku dolní končetiny jsme až následně spočítali jako vzdálenost center kyčelního a hlezenního kloubu v programu OpenSim.

Laboratoř byla vybavena systémem sedmi infračervených kamer pro snímání pohybu ve 3D (Oqus 700+m, Qualisys, Göteborg, Sweden) a čtyřmi silovými deskami pro měření reakčních sil (Kistler typ 9281B11, Kistler Group, Winterthur, Switzerland), které byly zabudovány v podlaze laboratoře (Obrázek 13).

Před začátkem biomechanického měření provedli zaměstnanci laboratoře kalibraci systému kamer pro přesné měření. Kinematická data (trajektorie markerů) snímaly kamery při vzorkovací frekvenci 200 Hz. K záznamu dat sloužil přidružený program Qualisys Track Manager (ver. 2018). Nejprve jsme pořídili statický záznam (*trial*); proband stál nehybně uprostřed laboratoře s horními končetinami mírně odtaženými od těla. Následně jsme probandy požádali o chůzi preferovanou rychlostí po silových deskách. Abychom získali přirozený krokový cyklus, proband začínal a končil pohybový *trial* dva metry před (resp. za) silovými deskami.



Obrázek 13: Biomechanická laboratoř. Na obrázku jsou vidět tři kamery *Qualisys* a silové desky *Kistler* tvořící chodník v podlaze (viz modrá šipka).

Kromě normální chůze jsme snímali také chůzi se zátěží (Obrázek 14). Probandi si oblékli zátěžovou vestu představující 20 % jejich tělesné hmotnosti. Závaží bylo ve vestě rozloženo rovnoměrně vpředu i vzadu. Cílem bylo simulovat zvýšení tělesné hmotnosti, nikoliv vliv nerovnoměrné zátěže na chůzi. Probandi chodili po silových deskách obdobně, jako v případě normální chůze. Pohybové trialy jsme zaznamenali minimálně tři pro oba typy chůze, abychom získali vždy celou oporovou fázi pravé dolní končetiny.



Obrázek 14: Proband se zátěžovou vestou při chůzi po silových deskách.

Současně s biomechanickými daty jsme sbírali data elektromyografická. K tomu jsme použili bezdrátové senzory (viz výše) a elektromyograf Trigno Lab (Delsys, Natick, MA, USA) společně s programovým vybavením EMGworks Software (Verze 3.21, Delsys, Natick, MA, USA). Signál byl snímán s frekvencí 2000 Hz. Nejprve jsme museli získat referenční hodnotu svalové aktivity pro normalizaci EMG signálu. Jako referenční jsme zvolili aktivitu při maximální volní izometrické kontrakci (MVIC), kterou jsme získali pomocí svalových testů (Hébert-Losier and Holmberg, 2013; Konrad, 2006). Při těchto testech působili probandi maximální silou proti nehybné opoře. Každý test trval okolo tří sekund a probandi ho opakovali dvakrát s krátkou pauzou. Celkem provedli pět různých testů (pro některý svaly byl test stejný).

3.3 Zpracování biomechanických dat

Úprava kinematických dat probíhala v programu Qualisys Track Manager. Ze získaných pohybových trialů jsme dále zpracovávali jeden pro normální a zatíženou chůzi. Volili jsme trial, kde byla zaznamenána oporová fáze pravé dolní končetiny s minimem chyb v kinematických datech (nesouvislých trajektorií). Trajektorie markerů jsme pojmenovali a spojili polynomickou funkcí. Editované trajektorie jsme spolu s reakčními silami podložky (kinetickými daty) vyexportovali do souboru *Coordinate 3D* (C3D) formátu. Soubor C3D sloužil jako vstupní soubor do programu Visual3D (C-Motion, Germantown, MD, USA). Zde byla nejprve kinematická i kinetická data filtrována filtrem typu *Butterworth low-pass* 4. řádu s hraniční frekvencí 15 Hz (Besier et al., 2009). Další zpracování se týkalo kinematických dat. Nejprve jsme ze statických trialů získali měřítkové faktory (*scaling factors*) pro rozměrovou adaptaci muskuloskeletálního modelu na velikost každého probanda, které byly následně exportovány do *eXtensible Markup Language* (XML) souborů. Pomocí inverzní kinematiky jsme z pohybových trialů získali hodnoty úhlů v kloubech v jednotlivých časových rámcích. Výsledky inverzní kinematiky spolu s kinetickými daty jsme exportovali do dvou *motion* (MOT) souborů. Soubory XML a MOT sloužily jako vstupy pro muskuloskeletální modelování v programu OpenSim. Zpracování dat v programu Visual3D prováděl Mgr. Martin Hora, PhD.

3.4 Muskuloskeletální modelování

Modelování a simulaci chůze jsme realizovali v programu OpenSim 4.0 (Delp et al., 2007). Analyzovali jsme pouze oporovou fázi cyklu pravé dolní končetiny, kterou jsme určili na základě hodnot reakční síly podložky. Začátek oporové fáze jsme definovali jako časový okamžik, kde se zvýší reakční síly nad nulovou hodnotu. Konec jsme učili jako časový rámeček, kdy reakční síly poklesnou na nulovou hodnotu.

Muskuloskeletální model *gait2392* jsme pomocí funkce *Scaling* adaptovali na antropometrii každého probanda s použitím XML souborů. Odhad svalové síly a aktivace jsme provedli metodou statické optimalizace (*Static Optimization*) s použitím MOT souborů s inverzní kinematikou a kinetickými daty. Distribuci síly mezi jednotlivé svaly

kolem kloubu řeší statické optimalizace minimalizací cílové funkce (J), kterou představuje součet čtverců svalových aktivací:

$$J = \sum_{i=1}^N (a_i)^2 \quad (3)$$

kde N je počet svalů; a_i je úroveň aktivace svalu v daném časovém okamžiku v rozmezí od 0 do 1.

Výstupem simulace byl průběh svalové síly a aktivace během oporové fáze cyklu. Aktivaci svalů jsme použili k porovnání s experimentálně naměřenými EMG daty.

3.5 Analyzované proměnné

Hodnoty svalové síly a aktivace jsme sečetly u svalů, které jsou v OpenSimu modelovány jako více samostatných kompartmentů (Tabulka 2). Dále jsme zpracovávali deset svalů uvedených v Tabulce 2.

Tabulka 2: Svaly a jejich kompartmenty.

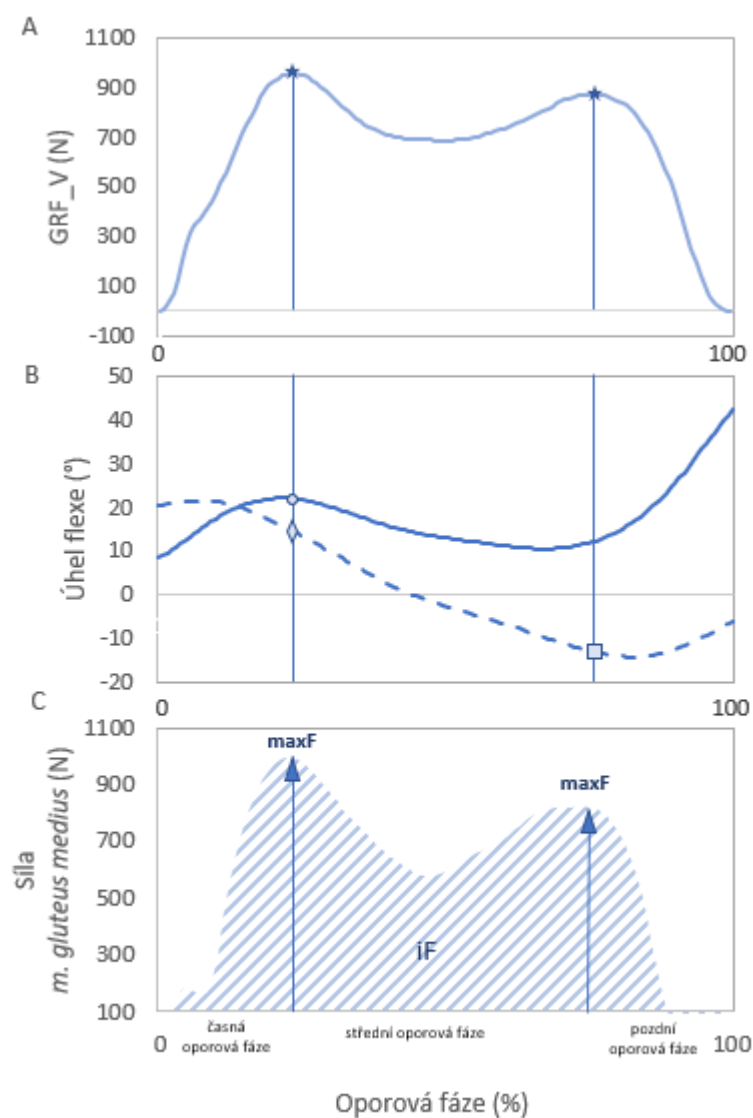
Sval	Kompartment ^a
<i>m. gluteus maximus</i>	glut_max1_r
	glut_max2_r
	glut_max3_r
<i>m. gluteus medius</i>	glut_med1_r
	glut_med2_r
	glut_med3_r
<i>m. iliopsoas</i>	iliacus_r
	psoas_r
<i>mm. vasti</i>	vas_med_r
	vas_int_r
	vas_lat_r
<i>m. rectus femoris</i>	rec_fem_r
<i>m. biceps femoris</i>	bifemlh_r
<i>m. gastrocnemius (c. mediale)</i>	lat_gas_r
<i>m. gastrocnemius (c. laterale)</i>	med_gas_r
<i>m. soleus</i>	soleus_r
<i>m. tibialis anterior</i>	tib_ant_r

m., *muculus*; *mm.*, *musculi*; *c.*, *caput*;

^a název svalovo-šlachového komplexu v OpenSimu

Křivky svalové síly jsme kvantifikovali pomocí proměnných maximální svalové síly ($\max F$; Newton, N) a určitého integrálu síly (iF ; N) (Obrázek 15-C). Proměnná $\max F$ je nejvyšší hodnota svalové síly ve specifických obdobích oporové fáze, představuje okamžitou spotřebu energie (Umberger, 2010). Proměnná iF je plocha pod křivkou svalové síly v intervalu znormované oporové fáze. Popisuje tak množství svalové síly za čas trvání oporové fáze a je úměrná celkové energii spotřebované při svalové kontrakci (McMahon, 1984). Výpočet integrálu byl proveden lichoběžníkovou metodou integrace pomocí příkazu programovacího jazyka Python.

Dále jsme z výstupu inverzní kinematiky určili hodnoty třech úhlů v kloubu v průběhu oporové fáze (Obrázek 15-B). Stanovili jsme hodnotu flexního úhlu v koleni při flexi v časně oporové fázi a dvě hodnoty flexního úhlu v kyčli – při flexi v časně oporové fázi a při extenzi v pozdní oporové fázi. Hodnoty úhlů jsme určili podle maximálních hodnot GRF (Obrázek 15-A).



Obrázek 15: Stanovení hodnot flexních úhlů a schématické znázornění analyzovaných proměnných. (A) Vertikální složka reakční síly (GRF_V) s vyznačenými maximy (hvězdička), které vymezují jednotlivá období oporové fáze. (B) Flexní úhel kolene (plná čára) s vyznačenou hodnotou při flexi (kolečko) a flexní úhel kyčle (přerušovaná čára) s vyznačenou hodnotou při flexi (kosočtverec) a extenzi (čtverec). (C) Schématické znázornění proměnných integrál síly (iF) a maximální síla (maxF) na příkladu *m. gluteus medius*. Osa X představuje čas trvání oporové fáze normalizovaný přepočten na sto bodů.

3.6 Statistická analýza dat

Nezávislý vliv tělesné hmotnosti a délky dolní končetiny na velikost flexního úhlu v kolenu a kyčli jsme testovali pomocí mnohonásobné lineární regrese (MLR). Dále jsme pomocí MLR testovali nezávislý vliv tělesné hmotnosti, délky dolní končetiny a bikristální šířky pánve na proměnné maxF a iF vybraných svalů (*mm. vasti*, *m. gluteus maximus*,

m. iliopsoas a *m. gluteus medius*). Pro každou proměnnou maxF a iF zmíněných svalů byl vytvořen vlastní regresní model. Bikristální šířku pánve jsme zařadili pouze do regresních modelů síly hýžďových svalů (*m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius*). Pro flexory a extenzory kloubů (*mm. vasti*, *m. gluteus maximus*, *m. iliopsoas*) byly vytvořeny dva modely; jeden zahrnul pouze antropometrické proměnné a druhý zahrnul navíc flexní úhel v kloubu. Vysvětlující proměnné byly v každém modelu zvoleny s ohledem na maximalizaci adjustovaného koeficientu determinace modelu (R^2). Rychlost chůze neprokázala signifikantní vztah s žádnou z proměnných, proto nebyla do regresních modelů zařazena. Pro porovnání hodnot proměnných maxF a iF sledovaných svalů při chůzi bez zátěže a se zátěžovou vestou představující 20 % tělesné hmotnosti jsme použili párový t-test.

Před provedením MLR byly vyšetřeny předpoklady pro samotnou regresní analýzu. Shapiro-Wilkův test potvrdil normální rozložení proměnných. Mnohonásobnou normalitu a homoskedasticitu modelů jsme prověřili pomocí grafů predikovaných hodnot vůči hodnotám residuí (Vaus, 2002). Multikolinearitu mezi nezávislými proměnnými jsme vyloučili prostřednictvím *variance inflation factor*, který v žádném modelu nepřesáhl hodnotu dva (Vaus, 2002). Odlehlé hodnoty jsme posuzovali z parciálních regresních grafů jako hodnoty vzdálené více než tři směrodatné odchylky od regresní přímky.

Statistická analýza dat byla provedena v programu IBM SPSS Statistics ver. 25 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) a Excel 2019 (Microsoft, Redmond, WA, USA). Jako hladina signifikance byla zvolena hodnota $p < 0.05$.

Ze statistické analýzy jsme vyřadili jednoho probanda, jehož průběh křivek síly nekorespondoval s ostatními a jednoho probanda, jehož hodnoty flexního úhlu v kyčli byly vzdáleny více než tři směrodatné odchylky od průměru.

3.7 Zpracování a analýza elektromyografických dat

Zpracování a analýzu EMG signálu za účelem validace muskuloskeletálního modelování zajistil Mgr. Michal Struška. Naměřený EMG signál byl upraven v programu EMG Analysis, který je součástí EMGworks Software. Signál byl filtrován pomocí

Butterworth high-pass filtru se spodní hraniční frekvencí 20 Hz a s horní hraniční frekvencí 450 Hz. V programu EMG Analysis byly hodnoty EMG signálu posunuty tak, aby se jejich průměr rovnal nule a pomocí funkce *Root Mean Square* (RMS) byla vytvořena lineární obálka EMG signálu (Konrad, 2006).

Následná analýza dat probíhala v programovacím jazyce Python (Rossum, 2000). Data naměřená při chůzi byla normalizována naměřenými MVIC hodnotami. Při analýze byla použita oporová fáze kroku. Začátek a konec oporové fáze byl definován pomocí vzdálenosti markerů na patě a na pánvi (*spina iliaca anterior superior*) v ose chůze. Začátek stojné fáze byl definován jako okamžik nejvyšší vzdálenosti mezi patním a pánevním bodem ve směru chůze. Konec stojné fáze byl definován jako okamžik nejvyšší vzdálenosti markerů v opačném směru (Zeni et al., 2008). Délka všech opakování stojné fáze byla přepočítána na 100 bodů lineární interpolací (Oliphant, 2006). Hodnoty v každém bodě byly průměrovány z jednoho až tří opakování, čímž vznikla průměrná křivka pro jedince.

Průměrné hodnoty EMG dat (± 1 SD) osmi svalů všech probandů jsme vynesli do grafu společně s průměrnými křivkami (± 1 SD) odhadnuté aktivace svalu. Elektromyografická data sloužila k validaci muskuloskeletálního modelování v programu OpenSim.

4 Výsledky

4.1 Vliv velikosti těla na úhel v kloubu

Výsledky regresního modelu pro vztah flexního úhlu kolene s velikostí těla během časné opory ukazuje Tabulka 3. Model nebyl signifikantní jako celek ($p = 0,428$).

Tabulka 3: Regresní model pro vztah flexního úhlu kolene s velikostí těla během časné opory

Závislá proměnná	R^2 modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr^2	sr^2
Flexe kolene ^b	0,012 ^{ns}	hmotnost	0,13	0,28	0,056	0,053
		délka končetiny	0,11	0,08	0,005	0,004

b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;

β , standardizovaný regresní koeficient;

pr^2 , parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr^2 , semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

^{ns} nesignifikantní model;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad

R^2 v populaci

^b hodnota flexního úhlu v koleni během časné oporové fáze (při flexi)

Výsledky regresního modelu pro vztah flexního úhlu kyčle s velikostí těla během časné opory ukazuje Tabulka 4. Model nebyl signifikantní jako celek ($p = 0,459$).

Tabulka 4: Regresní model pro vztah flexního úhlu kyčle s velikostí těla během časné opory

Závislá proměnná	R^2 modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr^2	sr^2
Flexe kyčle ^b	0,023 ^{ns}	hmotnost	0,11	0,38	0,094	0,093
		délka končetiny	-0,29	-0,33	0,074	0,072

b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;

β , standardizovaný regresní koeficient;

pr^2 , parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr^2 , semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

^{ns} nesignifikantní model;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad

R^2 v populaci

^b hodnota flexního úhlu v kyčli během časné oporové fáze (při flexi)

Výsledky regresního modelu pro vztah flexního úhlu kyčle s velikostí těla během pozdní opory ukazuje Tabulka 5. Model nebyl signifikantní jako celek ($p = 0,250$).

Tabulka 5: Regresní model pro vztah flexního úhlu kyčle s velikostí těla během pozdní opory

Závislá proměnná	R^2 modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr^2	sr^2
Extenze kyčle ^b	0,062 ^{ns}	hmotnost	0,17	0,46	0,146	0,140
		délka končetiny	-0,53	-0,47	0,149	0,144

b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;

β , standardizovaný regresní koeficient;

pr^2 , parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr^2 , semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v úhlu vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad

R^2 v populaci

^b hodnota flexního úhlu v kyčli během pozdní oporové fáze (při extenzi); hodnota je záporná

4.2 Vliv velikosti těla na svalovou sílu

4.2.1 Extenzory kolene *musculi vasti*

Výsledky dvou regresních modelů pro maxF *mm. vasti* ukazuje Tabulka 6. Model A, který zahrnul pouze tělesnou hmotnost a délku dolní končetiny jako nezávislé proměnné, nebyl signifikantní ($p = 0,081$). Hmotnost prokázala hraničně signifikantní pozitivní vliv na maximální sílu ($\beta = 0,59$). Kontrola flexe v kolenní kloubu (Model B) vedla k výraznému zpřesnění predikce. Model vysvětlil téměř 85 % celkového rozptylu v maxF. Pozitivní vliv hmotnosti přetrval, pouze se snížil ($\beta = 0,36$). Hmotnost jedinečně vysvětlila 8 % rozptylu v maxF. Flexe v koleni, která měla výrazný pozitivní vliv ($\beta = 0,81$), zodpovídala téměř za 58 % rozptylu v maxF.

Tabulka 6: Regresní modely pro maximální sílu *mm. vasti*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. maxF <i>mm. vasti</i>	0,201 ^{ns}	hmotnost	19,190 [†]	0,59	0,248	0,230
		délka končetiny	-7,82	-0,08	0,006	0,004
B. maxF <i>mm. vasti</i>	0,849***	hmotnost	11,80*	0,36	0,401	0,082
		délka končetiny	-14,31	-0,15	0,103	0,014
		flexe kolene	58,68***	0,81	0,824	0,576

maxF, maximální síla; b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;
β, standardizovaný regresní koeficient;
pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;
sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;
^{ns} nesignifikantní model;
[†] p = 0,05;
* p < 0,05;
*** p < 0,001
^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

Výsledky dvou regresních modelů pro iF *mm. vasti* ukazuje Tabulka 7. Model A, který zahrnul pouze antropometrické proměnné a nekontroloval flexi v koleni, nebyl signifikantní. Kontrolou flexe v koleni (Model B) jsme získali významně signifikantní model, který vysvětlil celkově 78 % rozptylu v iF. Signifikantní pozitivní efekt na iF prokázala pouze flexe v koleni (β = 0,86), která vysvětlila 65 % rozptylu v iF.

Tabulka 7: Regresní modely pro integrál síly *mm. vasti*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. iF <i>mm. vasti</i>	0,058 ^{ns}	hmotnost	351,66	0,49	0,158	0,155
		délka končetiny	-303,26	-0,14	0,015	0,013
B. iF <i>mm. vasti</i>	0,783***	hmotnost	176,36	0,24	0,172	0,037
		délka končetiny	-457,12	-0,21	0,140	0,029
		flexe kolene	1391,50***	0,86	0,786	0,648

iF, celkové množství síly (plocha pod křivkou svalové síly); b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných; β, standardizovaný regresní koeficient;
pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;
sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;
^{ns} nesignifikantní model;
*** p < 0,001
^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

4.2.2 Extenzor kyčle *musculus gluteus maximus*

Výsledky dvou regresních modelů pro maxF *m. gluteus maximus* ukazuje Tabulka 8. Model A, který nekontroloval flexi v kyčli, byl jako celek signifikantní, ale neprokázal vztah maxF a velikosti těla. Po zařazení flexe v kyčli (Model B) významně signifikantní model vysvětlil 85 % rozptylu v maxF. Délka dolní končetiny měla signifikantní pozitivní efekt na maxF ($\beta = 0,37$), stejně jako flexe v kyčli ($\beta = 0,71$). Koeficient sr^2 pro jednotlivé proměnné ukázal, že 7 % rozptylu v maxF může být jedinečně vysvětleno délkou dolní končetiny a 44 % flexi v kyčelním kloubu.

Tabulka 8: Regresní modely pro maximální sílu *m. gluteus maximus*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. maxF <i>m. gluteus maximus</i>	0,319*	hmotnost	2,76	0,44	0,168	0,112
		délka končetiny	1,84	0,10	0,010	0,006
		bikristální šířka pánve	9,67	0,25	0,067	0,040
B. maxF <i>m. gluteus maximus</i>	0,851***	hmotnost	1,32	0,21	0,176	0,024
		délka končetiny	7,00*	0,37	0,395	0,073
		bikristální šířka pánve	5,15	0,13	0,090	0,011
		flexe kyčle	15,45***	0,71	0,798	0,441

maxF, maximální síla; b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;
 β , standardizovaný regresní koeficient;
 pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;
 sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

* p < 0,05;

*** p < 0,001

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

Výsledky dvou regresních modelů pro iF *m. gluteus maximus* jsou ukazuje

Tabulka 9. Model (A) byl signifikantní i v případě, že do regrese nebyla zahrnuta flexe v kyčli. Model celkově vysvětlil pouze 30 % rozptylu v iF. Hmotnost, která měla signifikantní pozitivní vliv na iF ($\beta = 0,58$), samotná vysvětlila 20 % rozptylu v iF. Oproti tomu Model B, který zahrnul flexi v kyčli vysvětlil 81 % rozptylu v iF. Kontrola flexe v modelu způsobila snížení významu hmotnosti v predikci iF. V modelu B vysvětlila hmotnost jedinečně pouze 7 % rozptylu v iF, flexe v kyčli vysvětlila jedinečně 40 % rozptylu v iF. Hmotnost i flexe v kyčli měly signifikantní pozitivní vliv na iF ($\beta_{\text{hmotnost}} = 0,36$, $\beta_{\text{flexe}} = 0,4$). Vliv šířky pánve se neprokázal.

Tabulka 9: Regresní modely pro integrál síly *m. gluteus maximus*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. iF <i>m. gluteus maximus</i>	0,328*	hmotnost	131,45*	0,58	0,267	0,198
		délka končetiny	36,54	0,05	0,003	0,002
		bikristální šířka pánve	143,75	0,10	0,013	0,007
B. iF <i>m. gluteus maximus</i>	0,813***	hmotnost	82,45*	0,36	0,329	0,073
		délka končetiny	211,70	0,31	0,260	0,052
		bikristální šířka pánve	-9,60	-0,01	<0,001	<0,001
		flexe kyčle	523,87*	0,67	0,727	0,397

iF, celkové množství síly (plocha pod křivkou svalové síly); b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných; β, standardizovaný regresní koeficient;

pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

* p <0,05;

*** p <0,001;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

4.2.3 Flexor kyčle *musculus iliopsoas*

Výsledky dvou regresních modelů pro maxF *m. iliopsoas* ukazuje Tabulka 10. Model A i B byl jako celek signifikantní, ale jednotlivé parciální regrese neprokázaly signifikantní vztah mezi maxF a hmotností nebo délkou dolní končetiny. Neprokázal se ani vztah mezi extenzí v kyčli a maxF.

Tabulka 10: Regresní modely pro maximální sílu *m. iliopsoas*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. maxF <i>m. iliopsoas</i>	0,284*	hmotnost	12,89	0,34	0,109	0,077
		délka končetiny	39,11	0,35	0,111	0,078
B. maxF <i>m. iliopsoas</i>	0,355*	hmotnost	19,07	0,51	0,215	0,143
		délka končetiny	20,29	0,18	0,033	0,018
		extenze kyčle	-35,73	-0,35	0,164	0,103

maxF, maximální síla; b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;

β, standardizovaný regresní koeficient;

pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

* p <0,05;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

Výsledky dvou regresních modelů pro iF *m. iliopsoas* ukazuje Tabulka 11. Oba modely A i B byly jako celek signifikantní, ale jednotlivé parciální regrese neprokázaly signifikantní vliv hmotnosti, délky dolní končetiny ani extenze v kyčli na iF.

Tabulka 11: Regresní modely pro integrál síly *m. iliopsoas*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
A. iF <i>m. iliopsoas</i>	0,329*	hmotnost	325,19	0,33	0,109	0,072
		délka končetiny	1158,501	0,39	0,146	0,101
B. iF <i>m. iliopsoas</i>	0,392*	hmotnost	477,88	0,49	0,211	0,132
		délka končetiny	692,97	0,23	0,058	0,031
		extenze kyčle	-883,797	-0,34	0,158	0,093

iF, celkové množství síly (plocha pod křivkou svalové síly); b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných; β, standardizovaný regresní koeficient;

pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

* p < 0,05;

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

4.2.4 Abduktor kyčle *musculus gluteus medius*

Výsledky regresního modelu pro maxF *m. gluteus medius* v časně oporové fázi ukazuje Tabulka 12. Regresní model, který zahrnul hmotnost, délku dolní končetiny a bikristální šířku pánve, vysvětlil 71 % rozptylu v maxF. Významným prediktorem byla hmotnost, která prokázala signifikantní pozitivní vliv na maximální sílu (β = 0,96) a jedinečně vysvětlila 54 % rozptylu v maxF v časně oporové fázi. Regresní model pro maxF *m. gluteus medius* v pozdní oporové fázi nebyl statisticky signifikantní jako celek (p = 0,153).

Tabulka 12: Regresní model pro maximální sílu *m. gluteus medius* v časně oporové fázi

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
maxF <i>m. gluteus medius</i>	0,714***	hmotnost	20,18***	0,96	0,700	0,541
		délka končetiny	-19,02	-0,30	0,188	0,054
		bikristální šířka pánve	15,43	0,12	0,038	0,009

maxF, maximální síla; b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;

β, standardizovaný regresní koeficient;

pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;

sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;

*** p < 0,001

^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

Výsledky regresního modelu pro iF *m. gluteus medius* ukazuje Tabulka 13. Model, který zahrnul hmotnost, délku dolní končetiny a bikristální šířku pánve, vysvětlil 52 % rozptylu v iF. Hmotnost měla signifikantní pozitivní efekt na iF ($\beta = 0,81$), naopak délka dolní končetiny prokázala signifikantní negativní efekt na iF ($\beta = -0,5$). Z hodnoty koeficientu sr^2 vyplývá, že 39 % rozptylu v iF je vysvětleno jedinečně prostřednictvím hmotnosti a 15 % vlivem délky dolní končetiny.

Tabulka 13: Regresní model pro integrál síly *m. gluteus medius*

Závislá proměnná	R ² modelu ^a	Vysvětlující proměnná	b	β	pr ²	sr ²
iF	0,521**	hmotnost	737,837**	0,81	0,500	0,389
<i>m. gluteus medius</i>		délka končetiny	-1355,95*	-0,50	0,274	0,147
		bikristální šířka pánve	1590,06	0,28	0,119	0,053

maxF, maximální síla; b, směrnice přímky (regresní koeficient) při kontrole vlivu ostatních proměnných;
 β , standardizovaný regresní koeficient;
pr², parciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou celkově;
sr², semiparciální koeficient determinace, udává podíl rozptylu v maxF vysvětlený danou proměnnou jedinečně;
* p < 0,05;
** p < 0,01;
*** p < 0,001
^a adjustovaný koeficient determinace; bere v úvahu počet a význam prediktorů, umožňuje objektivní odhad R² v populaci

4.3 Vliv zátěže na svalovou sílu

Výsledky párového t-testu ukazuje Tabulka 14 a Graf 1A-D. Proměnné maxF a iF *m. iliopsoas* a maxF *m. gluteus medius* v pozdní oporové fázi nebyly signifikantně ovlivněné zátěží. U ostatních proměnných vedla zátěž o 20 % tělesné hmotnosti k signifikantnímu zvýšení síly. Menší, než proporcionální vliv měla zátěž na sílu *m. gluteus medius*, kde jsme pozorovali nárůst proměnné maxF v časně oporové fázi o 16 % a iF o 14 %. Na síle *m. gluteus maximus* se přidání zátěže projevilo zvýšením maxF o 26 % a iF o 23 %. Největší vliv měla zátěž na sílu *mm. vasti*. Přidaná zátěž o 20 % tělesné hmotnosti vedla ke zvýšení maximální síly (maxF) o 33 % a ke zvýšení celkového množství síly (iF) o 32 %.

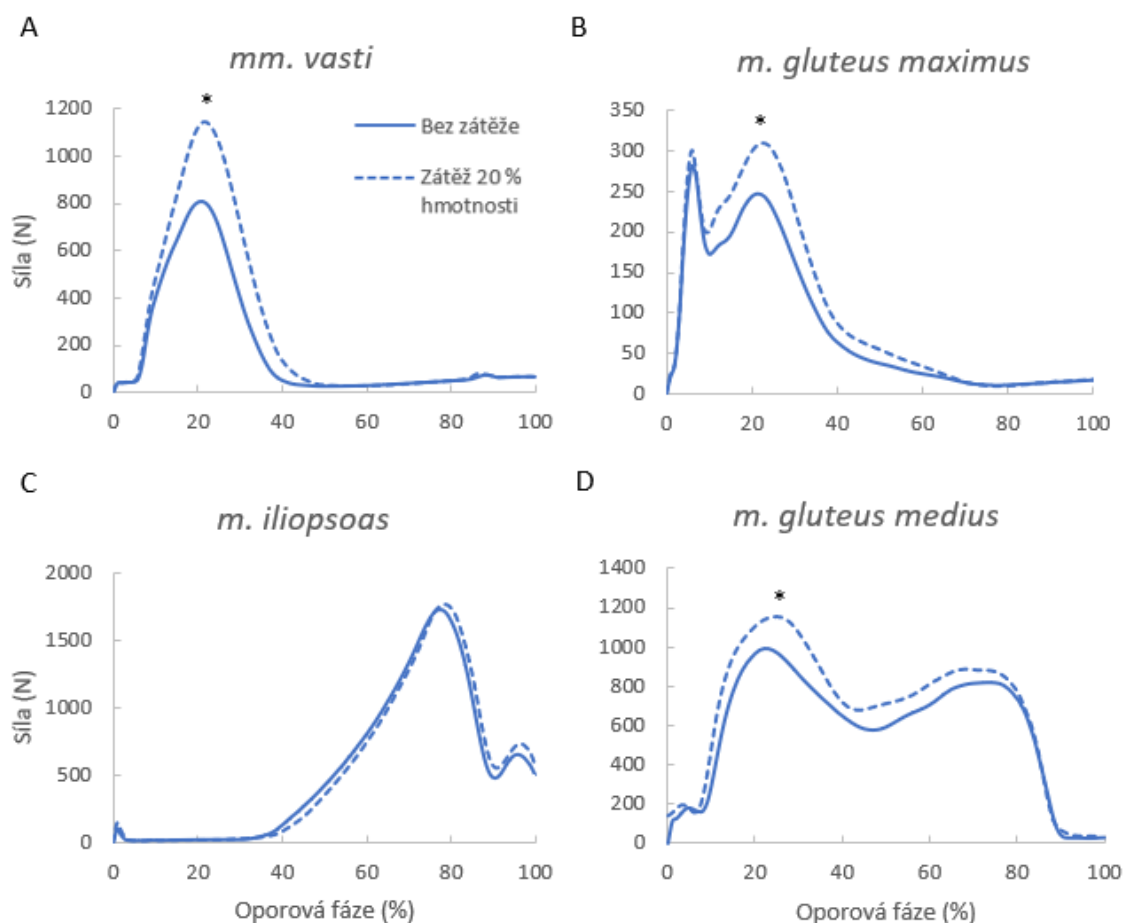
Tabulka 14: Porovnání celkového množství síly a maximální síly sledovaných svalů při chůzi bez zátěže a se zátěží představující 20 % tělesné hmotnosti. Uveden je i nárůst síly odpovídající zvýšení hmotnosti o 20 % podle výše uvedených regresních modelů.

	Průměr (SD)		Nárůst síly	Nárůst síly – regrese ^a
	Bez zátěže	20 %		
<i>mm. vasti</i>				
maxF (N)	869 (374)	1158 (451)*	33 %	21 %
iF (N)	19853 (8367)	26299 (10160)*	32 %	ns
<i>m. gluteus maximus</i>				
maxF	252 (73)	317 (95)*	26 %	ns
iF	8159 (2617)	10008 (3112)*	23 %	15 %
<i>m. iliopsoas</i>				
maxF (N)	1813 (436)	1915 (354)	ns	ns
iF (N)	55330 (11366)	55380 (11173)	ns	ns
<i>m. gluteus medius</i>				
maxF časná opora	1069 (243)	1236 (296)*	16 %	28 %
maxF pozdní opora	892 (154)	966 (205)	ns	ns
iF	59334 (10487)	67515 (14567)	14 %	16 %

maxF, maximální síla; iF, celkové množství síly (plocha pod svalovou křivkou); ns, nesignifikantní rozdíl; SD, směrodatná odchylka;

* p < 0,05

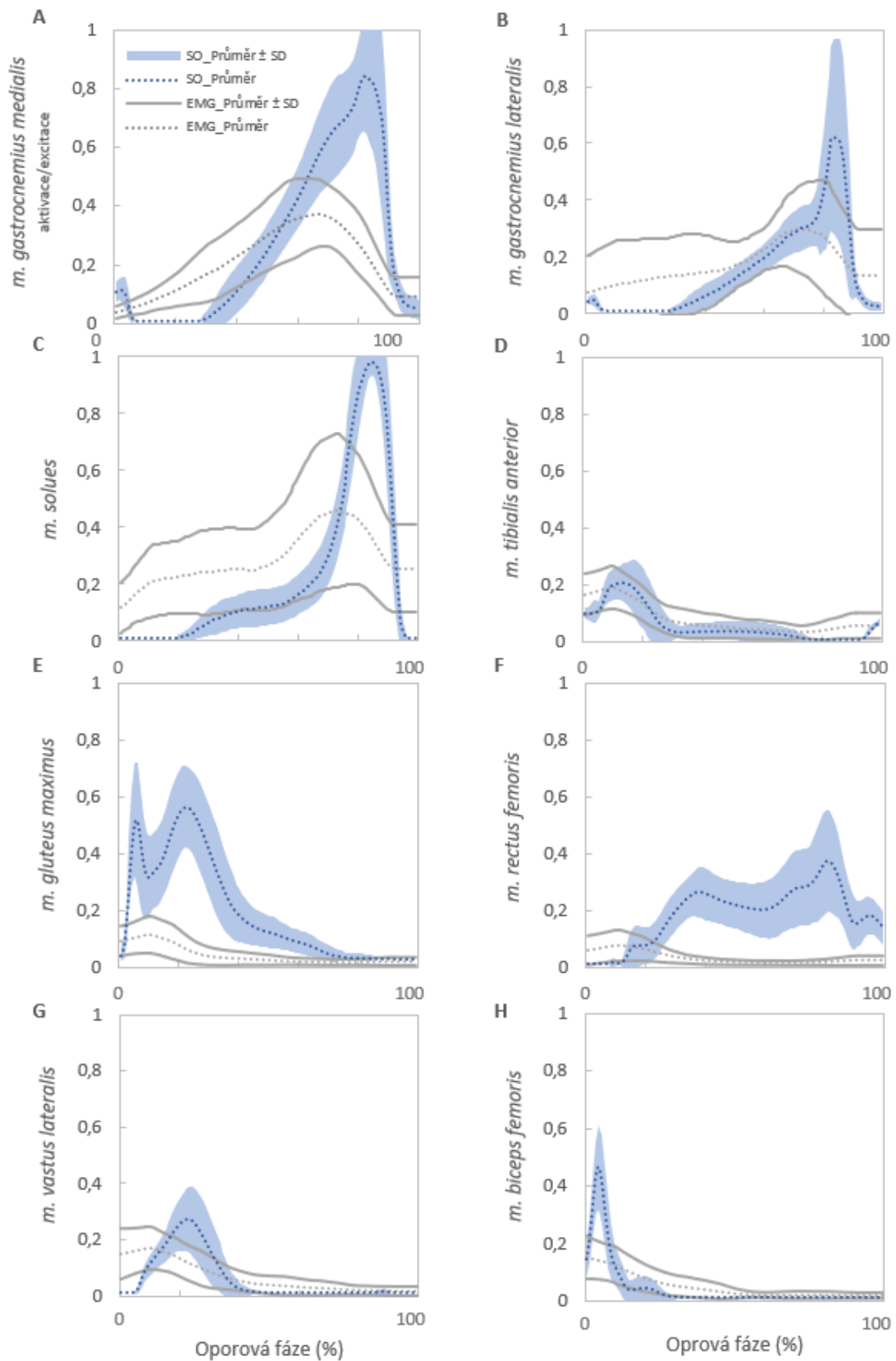
^a regresní model kontrolující flexní úhel v kloubu (kromě *m. gluteus medius*)



Graf 1A-D: Porovnání síly sledovaných svalů při chůzi bez zátěže a se zátěží představující 20 % tělesné hmotnosti. Hvězdička označuje signifikantní rozdíl v maximální síle. Pozn. Vrchol (*peak*) svalu *m. gluteus maximus* (1-B) na začátku oporové fáze nebyl zahrnut do statistické analýzy viz kapitola 5.2.2

4.4 Validace modelování pomocí povrchové elektromyografie

Výsledky odhadu aktivace osmi svalů v porovnání s povrchovou EMG (excitací) ukazuje Graf 2A-H. Odhad svalové aktivace vykazuje obecně lepší shodu v průběhu křivek než v magnitudě křivek v porovnání s povrchovou EMG. Křivky odhadnuté aktivace dosahují u většiny svalů vyšších hodnot než naměřené hodnoty EMG. Vrchol křivky povrchové EMG předchází vrcholu odhadnuté aktivace. Odlišný průběh křivek vykazuje odhad aktivace *m. gluteus maximus* a zejména *m. rectus femoris* v porovnání s povrchovou EMG.



Graf 2A-H: Porovnání odhadu svalové aktivity pomocí statické optimalizace (SO) a naměřené svalové excitace pomocí povrchové elektromyografie (EMG) u osmi svalů aktivovaných během oporové fáze chůze. Osa y ukazuje míru excitace (EMG)/aktivity svalů (SO) v rozmezí 0-1. Hodnoty aktivity jsou vyneseny jako průměr \pm směrodatná odchylka.

5 Diskuze

Naše výsledky podporují hypotézu, že velikost těla ovlivňuje svalovou sílu během oporové fáze chůze. Větší velikost těla nevede vždy ke zvýšení svalové síly při chůzi. Celková produkce síly *m. gluteus medius* během oporové fáze dokonce klesá u jedinců s delšími dolními končetinami a celková produkce síly *mm. vasti* se nezvyšuje u hmotnějších jedinců. Zcela resistantní vůči velikosti těla je síla *m. iliopsoas*. Naše výsledky naznačují, že mohou existovat moderační mechanismy, kterými větší jedinci předchází zvýšení svalové síly a tím i energetických nákladů na chůzi nebo zatížení pohybového aparátu.

Z antropometrických proměnných má na svalovou sílu největší vliv hmotnost. S rostoucí hmotností výrazně narůstá síla abduktoru kyčle *m. gluteus medius* a celková produkce síly extenzoru kyčle *m. gluteus maximus*. Nárůst síly zřejmě souvisí s většími nároky na zpomalení těla a udržování opory těla proti gravitaci. Délka dolní končetiny ovlivňuje pouze sílu svalů kolem kyčelního kloubu, a to jako pozitivně, tak negativně. Samotná šířka pánve nemá vliv na svalovou sílu. Zdaleka nejvýznamnějším prediktorem síly extenzorů kolene a kyčle je ovšem flexní úhel v kloubu.

5.1 Validace muskuloskeletálního modelování

Validaci muskuloskeletálního modelování jsme provedli porovnáním odhadnuté svalové aktivity s experimentálně naměřenou excitací svalů pomocí povrchové EMG. Námi provedený odhad svalové aktivity a síly jsme dále porovnávali se studiemi (Trinler, 2016; Trinler et al., 2018), kde autorka prezentuje výsledky systematického přehledu studií zaměřených na odhad svalové aktivity a síly s použitím statické optimalizace. Trinler (2016) uvádí rovněž porovnání odhadu svalové aktivity s povrchovou EMG.

Při porovnání výstupu statické optimalizace a povrchové EMG se obecně lépe shoduje průběh křivek než jejich magnituda. Odhadovaná svalová aktivace vykazuje výrazně vyšší hodnoty než excitace svalu naměřená povrchovou EMG. Nižší hodnoty excitace mohou souviset s metodou normalizace EMG signálu pomocí maximální volní

izometrické kontrakci (MVIC) (Halaki and Ginn, 2012), a zároveň s malou měřicí plochou EMG senzoru, která nemusí reprezentovat sval jako celek (Soderberg and Cook, 1984).

Průběh křivek povrchové EMG mírně předchází odhadu svalové aktivace pomocí statické optimalizace. Příčinou je elektromechanické zpoždění (Cavanagh and Komi, 1979). Povrchová elektromyografie měří elektrickou aktivitu svalu (excitaci) (Sutherland, 2001), která následuje několik milisekund před samotnou aktivací svalu odhadovanou pomocí statické optimalizace (Hicks et al., 2015).

Celkově dobrou shodu odhadu aktivace s povrchovou EMG ukazují svaly *m. vastus lateralis*, *m. tibialis anterior* a *m. biceps femoris*. V magnitudě křivek se liší plantární flexory *m. soleus*, *m. gastrocnemius medialis* a *m. gastrocnemius lateralis*. V průběhu křivky i její magnitudě se odlišují svaly *m. gluteus maximus* a *m. rectus femoris*.

Odlišnost průběhu křivky síly *m. gluteus maximus* byla diskutována v kapitole 5.3.2. Odhadovaná aktivace *musculus rectus femoris* vykazovala dva vrcholy, jeden v časně oporové fázi, druhý v pozdní oporové fázi, oproti tomu křivka povrchová EMG ukázala jen nízký vrchol na začátku oporové fáze. Ke stejnému výsledku došla také Trinler (2016). Pokud se ovšem zvýšila rychlost chůze, objevil se u křivky povrchové EMG rovněž druhý vrchol na konci oporové fáze (Trinler, 2016). Mokhtarzadeh et al. (2014) a Trinler et al. (2018) poukazují na velkou variabilitu v samotném odhadu aktivace a síly *m. rectus femoris*, což může souviset s tím, že se jedná o dvoukloubový sval (Mokhtarzadeh et al., 2014).

Porovnání našeho odhadu aktivace a síly s odhady v přehledových studiích (Trinler, 2016; Trinler et al., 2018) ukazuje dobrou shodu v průběhu křivek i jejich magnitudě. Liší se pouze křivka *m. gluteus maximus*, a to jen v magnitudě vrcholu (peaku) na začátku oporové fáze.

5.2 Vliv velikosti těla na úhel v kloubu

Testováním vlivu velikosti těla na flexní úhly v kloubech jsme chtěli ověřit, zda větší jedinci vykazují během oporové fáze chůze menší flexi v kloubech, což lze interpretovat jako moderační mechanismus na snižování svalové síly (Biewener, 1989; Hora et al.,

2017). V našich regresních modelech se vliv velikosti těla na flexní úhly v kloubech neprokázal. Regresní modely nebyly signifikantní jako celek.

Výsledky se neshodují se studií Hory et al. (2017), která identifikovala signifikantní negativní vliv tělesné hmotnosti na flexní úhel kolene v časně oporové fázi a signifikantní negativní vliv délky dolní končetiny na flexní úhel kyčle v časně oporové fázi. Vztahy mezi velikostí těla a změnou postury se v naší studii jednoznačně neprokázaly pravděpodobně z důvodu malého souboru ($n = 17$) a nízké síly samotných vztahů. Jistou roli mohla hrát i absence jiné vysvětlující proměnné, která by zpřesnila predikci. Na základě našich výsledků nemůžeme říct, zda posturální změny v koleni a kyčli u větších jedinců existují, případně jaké je jejich moderační schopnost. Pro identifikaci moderačních mechanismů bude zapotřebí v dalších studiích zahrnout větší soubor.

5.3 Vliv velikosti těla na svalovou sílu

Při posuzování vlivu tělesné hmotnosti, délky dolní končetiny a bikristální šířky pánve na svalovou sílu jsme vycházeli z regresních modelů, které zahrnuly flexní úhly v kloubech. Kontrola flexního úhlu v kloubu, umožnila projevit nezávislý vliv jednotlivých antropometrických proměnných na svalovou sílu. Flexní úhel jsme nezahrnuli pouze do modelu síly *m. gluteus medius*, kde jeho zařazení způsobilo snížení adjustovaného koeficientu determinace modelu. Na rozdíl od flexního úhlu, antropometrické proměnné vysvětlily jen malou část rozptylu ve svalové síle (do 10 %). Neplatí to pro sílu *m. gluteus medius*, kde byl podíl hmotnosti na rozptylu maximální síly 54 % a na celkové produkci síly 40 %.

5.3.1 Síla extenzorů kolene *musculi vasti*

Celkové množství síly (iF) produkované *mm. vasti* v oporové fázi nezáviselo na tělesné hmotnosti. Maximální síla (maxF) *mm. vasti* narůstala signifikantně proporčně s tělesnou hmotností. Výsledky ukazují, že hmotnější jedinci dokáží předcházet zvýšení síly *mm. vasti*, které by vyplývalo ze zvýšení vnějších sil. Naše poznatky se shodují s modelem Hory et al. (2017), který ukázal, že hmotnější jedinci dokáží předcházet zvýšení flexního momentu v koleni. Menší flexi v koleni, která by fungovala

u hmotnějších jedinců jako moderační mechanismus na snižování momentu/síly *mm. vasti* (Hora et al., 2017), jsme v našem souboru nezjistili. Absence nárůstu síly *mm. vasti* s hmotností však naznačuje, že u jedinců v našem souboru moderační mechanismus existoval, pouze se nám ho nepodařilo prokázat.

Kromě snížení flexe kolene mohl sílu *mm. vasti* ovlivnit jiný moderační mechanismus. McGrath et al. (2019) uvádí, že moment v kolenním kloubu lze významně snížit také zkrácením délky krokového cyklu (*stride length*). Zkrácení délky krokového cyklu patří mezi behaviorální adjustace, které byly dříve pozorovány v souvislosti s tělesnou hmotností (Hortobágyi et al., 2011). Hmotnější jedinci v našem souboru mohli moderovat sílu *mm. vasti* také zkrácením délky krokového cyklu.

Na rozdíl od celkového množství síly jsme u maximální síly *mm. vasti* zaznamenali nárůst s tělesnou hmotností, který procentuálně odpovídal zvýšení tělesné hmotnosti. Maximum síly *mm. vasti* koresponduje s maximem vertikální GRF (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2004), která vzniká jako důsledek gravitace. Podle gravitačních zákonů se s rostoucí hmotností bude zvyšovat maximum GRF, proto narůstá i maximální síla *mm. vasti* proporčně s hmotností.

Celkové množství síly i maximální síla *mm. vasti* výrazně narůstaly, pokud jsme zvýšení tělesné hmotnosti simulovali pomocí zátěžové vesty. Zátěž představující 20 % tělesné hmotnosti vedla ke zvýšení celkového množství síly *mm. vasti* o 32 %, maximální síla *mm. vasti* se zvýšila o 33 %. Zvláště u celkového množství síly je to významný nárůst, který by důsledku mohl vést k vyšší energetické náročnosti chůze. Naše výsledky korespondují s poznatky Sildera et al. (2013), který zjistil zvýšení aktivity *mm. vasti* a zvýšení energetických nákladů při chůzi se zátěžovou vestou.

Zvýšení síly *mm. vasti* při chůzi se zátěžovou vestou naznačuje na větší flexi v koleni, která umožňuje moderovat nárazové síly při došlapu a tím snižuje riziko zranění způsobené zvýšenou zátěží (Attwells et al., 2006). Moderační mechanismy (snížení flexe kolene nebo zkrácení délky krokového cyklu) vznikají pravděpodobně v průběhu vývoje u některých jedinců nebo jsou indukovány výrazným snížením tělesné hmotnosti v průběhu měsíců (Hortobágyi et al., 2011). Výrazné zvýšení svalové síly při chůzi se zátěží potvrzuje náš předpoklad, že člověk nepřizpůsobuje způsob chůze náhlému

zvýšení zátěže, aby minimalizoval energetické náklady. Naše výsledky naznačují, že prvotní přizpůsobení způsobu chůze cílí na minimalizaci poškození pohybového aparátu.

5.3.2 Síla extenzoru kyčle *m. gluteus maximus*

Celkové množství síly produkované *m. gluteus maximus* se signifikantně zvyšovalo s tělesnou hmotností. Maximální síla *m. gluteus maximus* signifikantně narůstala s délkou dolní končetiny. Šířka pánve neměla na sílu *m. gluteus maximus* vliv.

Naše výsledky ukazují, že jedinci s delšími dolními končetinami nedokáží kompenzovat zvýšení maximální síly *m. gluteus maximus* v důsledku mechanické nevýhody delší dolní končetiny. K podobným závěrům došel Hora et al. (2017) ve svém modelu; jedinci s delšími dolními končetinami sice moderují moment v kyčli v časné oporové fázi pomocí menší flexe kyčle, ale nedokáží plně vykompenzovat jeho zvýšení v důsledku delší dolní končetiny. Na základě našich poznatků nelze jednoznačně říct, zda jedinci s delšími dolními končetinami sílu *m. gluteus maximus* moderují a do jaké míry, protože jsme u nich signifikantní snížení flexe v kyčli nepozorovali. I pokud by moderační mechanismus u jedinců s delšími dolními končetinami existoval, pouze se v našem souboru neprokázal, nebyl by tak efektivní jako moderační efekt menší flexe v koleni.

Není jasné, proč se s délkou dolní končetiny nezvyšuje kromě maximální síly i celkové množství síly *m. gluteus maximus*. Ale vzhledem k tomu, že vztah byl mírně za hranicí signifikance ($p = 0,06$), může být absence signifikantního vztahu pouze důsledkem malého souboru.

Naše výsledky jsou v kontrastu k poznatkům Wall-Scheffler et al. (2010), která zjistila nižší svalovou aktivitu *m. gluteus maximus* u jedinců s delšími dolními končetinami. Wall-Scheffler et al. (2010) nesledovala svalovou sílu, ale excitaci a vycházela z integrálu EMG napříč celým krokovým cyklem (my jsme sledovali sílu pouze v oporové fázi). Navíc použila odlišnou statistickou metodu mnohonásobné regrese, která vkládá proměnné do modelu postupně nikoliv najednou (metoda *stepwise*) (McKenzie, 2014). Tato metoda není vhodná pro posouzení vlivu více antropometrických proměnných najednou na proměnnou závislou; některé proměnné prokáží vliv pouze když jsou v modelu společně, metoda *stepwise* může některou proměnnou vyřadit a změnit efekt

vysvětlujících proměnných (McKenzie, 2014). Vzájemný vliv proměnných dokazují naše regresní modely, pokud jsme do predikce síly extenzorů nezahrnuli flexní úhel v kloubu, vliv antropometrických proměnných se neprojevil (např. Tabulka 8 a 9). Použití metody *stepwise* mohlo být důvodem, proč se poznatky Wall-Sheffler et al. (2010) odlišují od našich výsledků.

Síla *m. gluteus maximus* může být do jisté míry moderována menší flexí v kyčli, ale je nepravděpodobné, že by klesala s rostoucí délkou dolní končetiny, jak naznačovaly poznatky Wall-Sheffler et al. (2010). Delší dolní končetina nejen prodlužuje momentové rameno reakční síly, ale navíc má větší moment setrvačnosti (Witte et al., 1991). Funkcí *m. gluteus maximus* je během počáteční opory mj. zbrzdit pohyb končetiny a celého těla vpřed (Liu et al., 2006). Překonání většího momentu setrvačnosti bude v každém případě vyžadovat více síly, aby došlo zpomalení pohybu končetiny vpřed.

Nárůst celkového množství síly *m. gluteus maximus* u hmotnějších jedinců může souviset s absencí zvyšování síly s hmotností u *mm. vasti*. Díky vzájemnému propojení segmentů těla (Zajac and Gordon, 1989) zajišťují oba svaly společně s *m. gluteus medius* oporu proti gravitaci a zpomalují pohyb těla vpřed (tj. urychlují těžiště těla ve vertikálním směru a zpomalují těžiště v horizontálním směru) (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2004). Obě úlohy budou podle Newtonových zákonů vyžadovat více síly s rostoucí hmotností. Zvýšení síly *m. gluteus maximus* může kompenzovat absenci zvyšování síly *mm. vasti* u hmotnějších jedinců tak, aby se celková produkovaná síla nezměnila a mohla balancovat vnější síly. Mění se jen relativní příspěvek jednotlivých svalů na udržování opory a zpomalení pohybu těla. V souladu jsou poznatky, že *m. gluteus maximus* kompenzuje zapojení *mm. vasti* při simulované atrofii svalu (Thompson et al., 2013). Důvod proč by síla *m. gluteus maximus* mohla kompenzovat sílu *mm. vasti* a ne naopak může souviset s tím, že kolenní kloub je oproti kyčelnímu výrazně náchylnější k poškození a vzniku osteoartrózy vlivem působení velkých sil (Grotle et al., 2008; Mononen et al., 2013; Stürmer et al., 2000)

V regresním modelu jsme testovali rovněž vliv bikristální šířky pánve na sílu *m. gluteus maximus*. Neprokázalo se, že by šířka pánve jakkoliv přispívala k vysvětlení rozptylu v síle *m. gluteus maximus*. Gruss et al. (2017) sice uvádí negativní vztah relativní

šířky pánve a rozsahu flexe kyčle, což by mohlo vést ke snížení síly *m. gluteus maximus*, ale vztah byl velmi slabý ($r^2 = 0,03$), tudíž se na síle *m. gluteus maximus* neprojevil. V rozporu s našimi poznatky je pozitivní vztah bikristální šířky pánve a svalové aktivity *m. gluteus maximus* zjištěný Wall-Sheffler et al. (2010), ten ale pravděpodobně souvisel se sledováním svalové aktivity během celého krokového cyklu a použitím odlišné metody mnohonásobné regrese (viz výše).

Odhad síly *m. gluteus maximus* ukázal dva vrcholy (peaky) v průběhu časné oporové fáze (Graf 1-B). Jako hodnotu maximální síly jsme zvolili druhý vrchol na přelomu časné a střední oporové fáze, který lépe odpovídal naměřeným EMG datům i výstupům modelování z přehledových studií (Trinler, 2016; Trinler et al., 2018). Vrchol *m. gluteus maximus* na začátku oporové fáze nevykazoval hladký průběh, nýbrž „špičku“ obdobně jako hamstringy ve studii Trinler (2016). Jelikož je výpočet statické optimalizace založený na distribuci čistého momentu v kloubu mezi jednotlivé svaly (Hicks and Dembia, 2014), usuzujeme, že *m. gluteus maximus* mohl v našem případě převzít funkci jiných extenzorů kyčle (hamstringů). Vrchol síly *m. gluteus maximus* při došlapu jsme nezahrnuli do statistické analýzy.

5.3.3 Síla flexoru kyčle *musculus iliopsoas*

Celkové množství síly ani maximální síla *m. iliopsoas* nezávisely velikosti těla. Síla *m. iliopsoas* se signifikantně nezvýšila ani při chůzi se zátěžovou vestou představující 20 % tělesné hmotnosti. Zároveň se neprokázal vztah mezi flexním úhlem v kyčli a silou *m. iliopsoas*.

Síla *m. iliopsoas* se nezvyšuje s velikostí těla ani zátěží pravděpodobně proto, že flexní úhel kyčle v pozdní opoře nezávisí na velikostí těla ani na zátěži (Hora et al., 2017; Silder et al., 2013), a zároveň síla *m. iliopsoas* není závislá na flexním úhlu kyčle.

Naše zjištění koresponduje s poznatky Sildera et al. (2013), že se moment v kyčli v pozdní oporové fázi nezvýší ani při chůzi se zátěží představující 30 % tělesné hmotnosti. Pokud se nezvyšuje moment v kyčli, nemusí se zvýšit ani síla *m. iliopsoas*, která ho balancuje. Resistence síly *m. iliopsoas* vůči změnám flexního úhlu v kyčli zase

koresponduje s resistencí momentu v kyčli vůči změně flexního úhlu v kyčli (Hora et al., 2017).

Musculus iliopsoas se navíc nezapojuje do udržování opory ani progresu těla vpřed (Liu et al., 2006), úloh, které by vyžadovaly více síly s rostoucí tělesnou hmotností podle Newtonových zákonů. Zároveň se neúčastní zpomalení dolní končetiny při došlapu, tudíž jeho sílu neovlivní větší moment setrvačnosti delší dolní končetiny (Witte et al., 1991).

5.3.4 Síla abduktoru kyčle *musculus gluteus medius*

Celkové množství síly produkované *m. gluteus medius* se signifikantně snižovalo s délkou dolní končetiny. Silný pozitivní efekt měla tělesná hmotnost na celkové množství síly *m. gluteus medius*, s tělesnou hmotností rostla signifikantně i maximální síla *m. gluteus medius*.

Pokles celkového množství síly *m. gluteus medius* u jedinců s delšími dolními končetinami je jediný pozorovaný vztah, kdy větší tělesné rozměry vedou k menší síle. Snížení celkové síly *m. gluteus medius* s delší dolní končetinou lze vysvětlit stejně jako absenci nárůstu síly *mm. vasti* s tělesnou hmotností. *Musculus gluteus medius*, *m. gluteus maximus* i *mm. vasti* mají během časně opory stejnou úlohu; zajišťují oporu proti gravitaci a zpomalují pohyb těla vpřed (Liu et al., 2006; Neptune et al., 2004). Pokud síla *m. gluteus medius* klesá, měla by jí kompenzovat síla jiného svalu, aby byly zajištěny úlohy udržování opory a zpomalení těla. Signifikantní nárůst síly s délkou dolní končetiny byl pozorován u maximální síly *m. gluteus maximus*, celkové množství síly *m. gluteus maximus* sice nerostlo signifikantně s délkou dolní končetiny, ale vztah byl blízko k hranici signifikance. Z toho můžeme usuzovat, že *m. gluteus maximus* kompenzuje snížení síly *m. gluteus medius* u jedinců s delšími dolními končetinami. Kompenzační funkce *m. gluteus maximus* u jedinců s delšími dolními končetinami, může být zároveň další důvod, proč jedinci s delšími dolními končetinami nemohou snížením flexe kyčle efektivně moderovat zvýšení síly *m. gluteus maximus* v důsledku delší dolní končetiny.

Zásadní úloha *m. gluteus medius* při chůzi je aktivní udržování stranové rovnováhy pomocí stabilizace pánve (Pandy et al., 2010). Menší rotace pánve a tím i menší potřeba ji stabilizovat byla zjištěná u jedinců s delšími dolními končetinami (Gruss et al., 2017).

Ve spojení s našimi poznatky, že jedinci s delšími dolními končetinami snižují celkové množství síly *m. gluteus medius* můžeme usuzovat, že menší rotace pánve představuje určitý moderační mechanismus na snižování síly *m. gluteus medius* podobně jako funguje snížení flexe kolene u *mm. vasti*. Další studie by se mohly zaměřit na vliv rotace pánve na svalovou sílu a tuto hypotézu ověřit.

Musculus gluteus medius se ukázal jako jediný sval, jehož sílu lze dobře predikovat jen pomocí antropometrických proměnných. Úhel v kyčli (flexní i abdukční) nebyl do výsledného modelu zahrnut, jelikož způsoboval pouze snížení adjustovaného koeficientu determinace modelu, což svědčí o tom, že v rozptylu síly *m. gluteus medius* nemá vysvětlující roli. Regresní model, který zahrnul pouze antropometrické proměnné, vysvětlil více než 70 % rozptylu v maximální síle *m. gluteus medius*. Samotná hmotnost vysvětlila okolo 50 % rozptylu v maximální síle *m. gluteus medius*. U extenzorů je rozptyl vysvětlený pouze velikostí těla okolo 10 %. Naše výsledky naznačují, že mimosagitální svaly (např. abduktory) mohou být více závislé na velikosti těla než extenzory kloubů, jejichž síla je predikována především flexním úhlem v kloubu.

5.4 Význam moderace svalové síly

5.4.1 Energetické hledisko

Snižování síly v oporové fázi má velký význam z hlediska energetické náročnosti chůze, poněvadž síla produkovaná svaly v oporové fázi představuje více než 70 % celkových energetických nákladů chůze (Umberger, 2010). Jednotlivé svaly se na energetické náročnosti oporové fáze podílí různě v závislosti na celkovém množství síly produkované v oporové fázi (iF) (McMahon, 1984; Umberger, 2010).

Na základě celkového množství síly produkované jednotlivými svaly můžeme vyvodit, že nejvíce energie během oporové fáze chůze spotřebují *m. gluteus medius* a *m. iliopsoas*, moderace síly těchto svalů by měla přinést největší energetický benefit. Velkou sílu v oporové fázi vyvíjí ještě plantární flexory (Lin et al., 2012; Liu et al., 2006), které jsme nesledovali. Plantární flexory mají ale malou spotřebu metabolické energie (Umberger, 2010), proto energetické náklady chůze výrazně nevyšší.

Snížení síly *m. gluteus medius* je energeticky 7krát efektivnější než snížení síly *m. gluteus maximus*. Analogicky potom ani významné zvýšení síly *m. gluteus maximus* nebude mít velké důsledky na efektivitu chůze z energetického hlediska. Snižování síly *m. gluteus medius* může jedincům s delšími dolními končetinami přinášet významný energetický benefit. Na základě regresního modelu a průměrné hodnoty celkového množství síly vede prodloužení dolní končetiny o 5 cm ke snížení síly *m. gluteus medius* o 6780 N, což představuje 83 % celkového množství síly produkované *m. gluteus maximus* v oporové fázi. Energetický benefit delší dolní končetiny (Steudel-Numbers et al., 2007; Steudel-Numbers and Tilkens, 2004) může z velké části souviset s nižší produkcí síly *m. gluteus medius*.

Na druhou stranu celkové množství síly *m. gluteus medius* signifikantně narůstá s vyšší tělesnou hmotností. Zvýšení tělesné hmotnosti o 10 kg vede k nárůstu síly *m. gluteus medius* o 7380 N, tj. o 90 % celkového množství síly produkované *m. gluteus maximus*. Hmotnější jedinci by mohli být kvůli zvýšení síly *m. gluteus medius* energeticky znevýhodnění.

Podobně velkou produkci síly v oporové fázi jako *m. gluteus medius* má také *m. iliopsoas*. Celkové množství síly produkované *m. iliopsoas* sice s velikostí těla neklesá, ale ani se nezvyšuje, což rovněž představuje významný energetický benefit.

Při chůzi se zátěžovou vestou představující 20 % tělesné hmotnosti jsme zaznamenali výrazný nárůst svalové síly (kromě *m. iliopsoas*). Nárůst síly při nesení zátěže byl výrazně vyšší, než v případě zvýšení síly s hmotností podle regresního modelu. Zvýšení svalové aktivity a energetické náročnosti chůze pozoroval také Silder et al. (2017). Porovnání svalové síly při běžné chůzi a při chůzi se zátěžovou vestou ukazuje, že člověk nedokáže adjustovat způsob chůze zvýšené zátěži okamžitě, aby minimalizoval energetické náklady. Podporuje to naši hypotézu, že způsob chůze je adjustován na velikost těla člověka již v průběhu ontogeneze.

5.4.2 Mechanické zatížení kloubů

Moderace svalové síly u větších jedinců má rovněž význam při snižování mechanické zátěže kloubů a předcházení poškození kloubů v důsledku působení velkých sil

(Mononen et al., 2013; Stürmer et al., 2000). Kontaktní sílu v kloubech vytváří především síla svalů, přitom maximum svalové síly koresponduje s maximem kontaktní síly v kloubech (Correa et al., 2010; Sasaki and Neptune, 2010).

Poškození kolenního kloubu vzniká zejména během časně opory (Mononen et al., 2013), kdy je zapotřebí absorbovat náraz dopadu končetiny na zem (Perry et al., 2010). Pozorovaná moderační síly extenzorů kolene *mm. vasti* pravděpodobně pomáhá hmotnějším jedincům snižovat kontaktní sílu v kolenním kloubu a tím předcházet jeho poškození. U obézních jedinců síla *mm. vasti* může narůstat podobně jako při chůzi se zátěží a moderační mechanismus se u nich neprojeví. Svědčí o tom vysoké riziko vzniku osteoartrózy kolene pozorované u obézních jedinců (Grotle et al., 2008; Stürmer et al., 2000).

Kontaktní síla v kyčelním kloubu je nižší než v kloubu kolenním (Lenton et al., 2018; Lerner and Browning, 2016). Na kontaktní síle v kyčelním kloubu se kromě *m. iliopsoas* podílí také *m. gluteus medius* (Correa et al., 2010), jehož síla s hmotností narůstá významně. Samotné zvýšení síly *m. gluteus medius* ale nemusí představovat riziko pro poškození kloubu, tím je spíše abnormální aktivita svalu ve smyslu nerovnováhy (Sims et al., 2002). Významným pozitivním důsledkem absence zvyšování síly *m. iliopsoas* s hmotností a se zátěží je menší riziko poškození kyčelního kloubu. Naše poznatky mohou pomoci objasnit, proč obezita nezvyšuje riziko osteoartrózy kyčle (Grotle et al., 2008; Stürmer et al., 2000).

5.5 Limity práce

Metoda muskuloskeletálního modelování, pomocí které jsme získali křivky svalové síly, má určité limity. Rozměrová adjustace modelu na antropometrii probanda je provedena na základě pozice markerů na těle probanda v porovnání s virtuálními markery na modelu. Adjustace je klíčový krok pro další analýzu a je závislá na správném umístění markerů (Trinler, 2016). Nesprávně provedená rozměrová adjustace byla pravděpodobně příčinou, proč jeden z probandů vykazoval nefyziologické hodnoty síly a musel být ze souboru vyřazen.

Maximální izometrická síla svalů modelu není automaticky adjustována na každého jedince (Delp, 1990). U sportovců by mohl být odhad síly podhodnocen, pokud není parametr upraven manuálně. V našem souboru byl zařazen jeden profesionální sportovec, při vizuálním porovnání síly jednotlivých svalů se však maximální silou výrazně neodlišoval od ostatních.

Další limity souvisí s naším experimentálním protokolem. Z původního souboru jsme museli vyřadit dva probandy, kteří vykazovali odlehle hodnoty. V souboru 17 probandů se nepodařilo prokázat slabé vztahy mezi úhlem v kloubu a velikostí těla, tudíž jsme nemohli posoudit efektivitu moderačních mechanismů na snižování svalové síly. Další studie, které se zaměří na sledování moderačních mechanismů při chůzi člověka, by měly použít větší statistický soubor.

Poznatky o vlivu velikosti těla na svalovou sílu jsme vztahovali na energetické náklady chůze a zatížení kloubů. Ačkoliv jsme do studie zahrnuli svaly, které produkují v oporové fázi velké množství síly, a tudíž mají velký vliv na energetické nároky chůze, pro přesnější posouzení je zapotřebí sledovat sílu u více svalů a brát v potaz také energetiku švihové fáze chůze.

6 Závěr

Předpokládali jsme, že síla extenzorů kolene *mm. vasti* nebude ovlivněna tělesnou hmotností. Hypotéza se nám potvrdila částečně. Absence nárůstu celkového množství síly *mm. vasti* naznačuje existenci moderačního mechanismu u hmotnějších jedinců. Na základě našich výsledků nemůžeme blíže určit, zda se jedná o posturální změny nebo behaviorální adjustaci. Zvýšení maximální síly *mm. vasti* proporčně s hmotností vyplývá z úlohy svalu udržovat při chůzi oporu proti gravitaci.

Předpokládali, že se síla *mm. vasti* se bude zvyšovat při chůzi se zátěžovou vestou. Naše výsledky podporují tuto hypotézu. Zvýšení síly bylo téměř dvojnásobné, než by odpovídalo proporčně ke zvýšení tělesné hmotnosti. Ve spojení s našimi poznatky, že se celkové množství síly *mm. vasti* s hmotností nenarůstá, usuzujeme, že člověk nedokáže přizpůsobit způsob chůze okamžitě zvýšené zátěži, aby minimalizoval energetické náklady. Z hlediska energetické efektivity je způsob chůze adjustován na velikost těla již v průběhu vývoje.

Předpokládali jsme, že síla extenzoru kyčle *m. gluteus maximus* bude s délkou dolní končetiny růst. Naše hypotéza se potvrdila pro celkové množství síly produkované *m. gluteus maximus*. Pokud u jedinců s delšími dolní končetinami existují moderační mechanismy, nejsou dostatečně účinné na vykompenzování mechanické nevýhody delší dolní končetiny.

Předpokládali jsme, že bikristální šířka pánve neovlivní sílu *m. gluteus maximus*. Naše výsledky tuto hypotézu podporují. Neprokázalo se, že by šířka pánve přispívala k vysvětlení rozptylu v síle *m. gluteus maximus*.

Předpokládali jsme, že síla flexoru kyčle *m. iliopsoas* nebude záviset na velikosti těla a nezvýší se ani při chůzi se zátěží. Hypotézu se nám podařilo potvrdit. *Musculus iliopsoas* byl jediný sledovaný sval, jehož síla se nezvýšila ani při chůzi se zátěží.

Předpokládali jsme, že síla *m. gluteus medius* bude klesat s rostoucí délkou dolní končetiny. Naše hypotéza se potvrdila pro celkové množství síly *m. gluteus medius*. Jednalo se o jediný pozorovaný vztah, kdy větší tělesné rozměry vedly k menší síle.

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, jak velikost těla ovlivňuje svalovou sílu v oporové fázi chůze a zda dokáží větší jedinci moderovat zvýšení svalové síly. Velikost těla u člověka nevede vždy ke zvýšení svalové síly, což svědčí o existenci moderačních mechanismů. Z fyzikálních zákonů a úloh svalů při chůzi vyplývá, že ne vždy je možné svalovou sílu přímo snižovat. I absence nárůstu síly představuje pro větší jedince úsporu energie a menší zátěž pohybového aparátu. Pro zachování základních úloh při chůzi musí snížením síly jednoho svalu kompenzovat zvýšení síly jiného svalu. Dle našich poznatků snižuje člověk sílu tam, kde je to energeticky nejvíce potřeba. Výrazné zvýšení síly při zatížené chůzi u většiny svalů ukazuje, že způsob chůze je z energetického hlediska adjustován na velikost těla již v průběhu ontogeneze. Člověk nedokáže přizpůsobit ontogeneticky nastavený vzorec chůze náhlé změně, aby minimalizoval energetické náklady.

7 Použitá literatura

- Aaboe, J., Bliddal, H., Messier, S.P., Alkjær, T., Henriksen, M., 2011. Effects of an intensive weight loss program on knee joint loading in obese adults with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 19, 822–828.
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.03.006>
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 17, 159–169. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00073-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00073-5)
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001. Dynamic optimization of human walking. *J. Biomech. Eng.* 123, 381–390. <https://doi.org/10.1115/1.1392310>
- Arslan, Y.Z., Karabulut, D., Ortes, F., Popovic, M.B., 2019. 11 - Exoskeletons, Exomusculatures, Exosuits: Dynamic Modeling and Simulation, in: Popovic, M.B. (Ed.), *Biomechatronics*. Academic Press, pp. 305–331.
<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812939-5.00011-2>
- Attwells, R.L., Birrell, S.A., Hooper, R.H., Mansfield, N.J., 2006. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics* 49, 1527–1537. <https://doi.org/10.1080/00140130600757237>
- Bernstein, N., 1967. *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon-Press.
- Besier, T.F., Fredericson, M., Gold, G.E., Beaupré, G.S., Delp, S.L., 2009. Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J. Biomech.* 42, 898–905.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.01.032>
- Biewener, A., Farley, C., Roberts, T., Temaner, M., 2004. Muscle mechanical advantage of human walking and running: Implications for energy cost. *J. Appl. Physiol.* Bethesda Md 1985 97, 2266–74.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00003.2004>
- Biewener, A.A., 1989. Scaling body support in mammals: limb posture and muscle mechanics. *Science* 245, 45–48. <https://doi.org/10.1126/science.2740914>
- Browning, R.C., Kram, R., 2007. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39, 1632–1641.
<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318076b54b>
- Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., Besier, T.F., 2005. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 1911–1916. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000176684.24008.6f>
- Carrier, D.R., Anders, C., Schilling, N., 2011. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 108, 18631–18636. <https://doi.org/10.1073/pnas.1105277108>
- Cavanagh, P.R., Komi, P.V., 1979. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 42, 159–163.
<https://doi.org/10.1007/BF00431022>

- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Song, J., Hurwitz, D., Cahue, S., Sharma, L., 2005. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum.* 52, 3515–3519.
<https://doi.org/10.1002/art.21406>
- C-Motion, Inc., 2017. Marker Set Guidelines - Visual3D Wiki Documentation [WWW Document]. URL https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Marker_Set_Guidelines (accessed 6.2.20).
- Correa, T.A., Crossley, K.M., Kim, H.J., Pandy, M.G., 2010. Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking. *J. Biomech.* 43, 1618–1622. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.008>
- Davy, D.T., Audu, M.L., 1987. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *J. Biomech.* 20, 187–201.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90310-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90310-1)
- Delp, S.L., 1990. Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.
<https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>
- DeVita, P., Hortobágyi, T., 2003. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J. Biomech.* 36, 1355–1362.
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00119-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00119-2)
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 22, 131–154. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005>
- Freedman Silvernail, J., Milner, C.E., Thompson, D., Zhang, S., Zhao, X., 2013. The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. *Gait Posture* 37, 575–579.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.016>
- Grabowski, A., Farley, C.T., Kram, R., 2005. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985 98, 579–583.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00734.2004>
- Gray, S.J., 1968. *Animal Locomotion*. Weidenfeld & Nicolson.
- Griffin, T.M., Roberts, T.J., Kram, R., 2003. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985 95, 172–183.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00944.2002>
- Grotle, M., Hagen, K.B., Natvig, B., Dahl, F.A., Kvien, T.K., 2008. Obesity and osteoarthritis in knee, hip and/or hand: An epidemiological study in the general

- population with 10 years follow-up. *BMC Musculoskelet. Disord.* 9, 132. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-132>
- Gruss, L.T., Gruss, R., Schmitt, D., 2017. Pelvic Breadth and Locomotor Kinematics in Human Evolution. *Anat. Rec.* 300, 739–751. <https://doi.org/10.1002/ar.23550>
- Gruss, L.T., Schmitt, D., 2015. The evolution of the human pelvis: changing adaptations to bipedalism, obstetrics and thermoregulation. *Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.* 370. <https://doi.org/10.1098/rstb.2014.0063>
- Halaki, M., Ginn, K., 2012. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?, in: *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. pp. 175–194. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Hall, S.J., Provost-Craig, M.A., Rose, W.C., 2013. *Introduction to Anatomy and Physiology*. Goodheart-Wilcox Publisher.
- Harding, G.T., Hubley-Kozey, C.L., Dunbar, M.J., Stanish, W.D., Astephen Wilson, J.L., 2012. Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 20, 1234–1242. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.08.004>
- Hébert-Losier, K., Holmberg, H.-C., 2013. Knee angle-specific MVIC for triceps surae EMG signal normalization in weight and non weight-bearing conditions. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 23, 916–923. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.012>
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 10, 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hicks, J.L., Dembia, C.L., 2014. How Static Optimization Works - OpenSim Documentation - Global Site [WWW Document]. URL <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/How+Static+Optimization+Works> (accessed 3.11.20).
- Hicks, J.L., Dunne, J.J., 2012. How Scaling Works - OpenSim Documentation - Global Site [WWW Document]. URL <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/How+Scaling+Works> (accessed 3.10.20).
- Hicks, J.L., Uchida, T.K., Seth, A., Rajagopal, A., Delp, S.L., 2015. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *J. Biomech. Eng.* 137, 0209051–02090524. <https://doi.org/10.1115/1.4029304>
- Hora, M., Sládek, V., Soumar, L., Stráníková, K., Michálek, T., 2012. Influence of body mass and lower limb length on knee flexion angle during walking in humans. *J. Vertebr. Biol.* 61, 330–339. <https://doi.org/10.25225/fozo.v61.i3.a15.2012>

- Hora, M., Soumar, L., Pontzer, H., Sládek, V., 2017. Body size and lower limb posture during walking in humans. *PLOS ONE* 12, e0172112. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172112>
- Hortobágyi, T., Herring, C., Pories, W.J., Rider, P., Devita, P., 2011. Massive weight loss-induced mechanical plasticity in obese gait. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985 111, 1391–1399. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00291.2011>
- Hug, F., Hodges, P.W., Tucker, K., 2015. Muscle force cannot be directly inferred from muscle activation: illustrated by the proposed imbalance of force between the vastus medialis and vastus lateralis in people with patellofemoral pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 45, 360–365. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5905>
- Hurd, W.J., Chmielewski, T.L., Axe, M.J., Davis, I., Snyder-Mackler, L., 2004. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin. Biomech.* 19, 465–472. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.01.013>
- Jansen, K., De Groote, F., Duysens, J., Jonkers, I., 2014. How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. *Gait Posture* 39, 91–97. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.004>
- Jungers, W.L., 1982. Lucy's limbs: skeletal allometry and locomotion in *Australopithecus afarensis*. *Nature* 297, 676–678. <https://doi.org/10.1038/297676a0>
- Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G.V., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 7, 849–860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Kibushi, B., Moritani, T., Kouzaki, M., 2019. Local dynamic stability in temporal pattern of intersegmental coordination during various stride time and stride length combinations. *Exp. Brain Res.* 237, 257–271. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5422-0>
- Kim, H.J., Fernandez, J.W., Akbarshahi, M., Walter, J.P., Fregly, B.J., Pandy, M.G., 2009. Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant. *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.* 27, 1326–1331. <https://doi.org/10.1002/jor.20876>
- Kirtley, C., 2006. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier Health Sciences.
- Kirtley, C., Whittle, M.W., Jefferson, R.J., 1985. Influence of walking speed on gait parameters. *J. Biomed. Eng.* 7, 282–288. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90055-x](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90055-x)
- Konrad, P., 2006. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*, Version 1.4. ed. Noraxon USA, Inc.

- Kram, R., Taylor, C.R., 1990. Energetics of running: a new perspective. *Nature* 346, 265–267. <https://doi.org/10.1038/346265a0>
- Kuo, A.D., Donelan, J.M., Ruina, A., 2005. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 33, 88–97. <https://doi.org/10.1097/00003677-200504000-00006>
- Lenton, G.K., Bishop, P.J., Saxby, D.J., Doyle, T.L.A., Pizzolato, C., Billing, D., Lloyd, D.G., 2018. Tibiofemoral joint contact forces increase with load magnitude and walking speed but remain almost unchanged with different types of carried load. *PLOS ONE* 13, e0206859. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206859>
- Lerner, Z.F., Board, W.J., Browning, R.C., 2014. Effects of Obesity on Lower Extremity Muscle Function During Walking at Two Speeds. *Gait Posture* 39, 978–984. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.020>
- Lerner, Z.F., Browning, R.C., 2016. Compressive and shear hip joint contact forces are affected by pediatric obesity during walking. *J. Biomech.* 49, 1547–1553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.033>
- Lim, Y.P., Lin, Y.-C., Pandy, M.G., 2017. Effects of step length and step frequency on lower-limb muscle function in human gait. *J. Biomech.* 57, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.004>
- Lin, Y.-C., Dorn, T.W., Schache, A.G., Pandy, M.G., 2012. Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 226, 103–112. <https://doi.org/10.1177/0954411911429401>
- Lin, Y.-C., Kim, H.J., Pandy, M.G., 2011. A computationally efficient method for assessing muscle function during human locomotion. *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* 27, 436–449. <https://doi.org/10.1002/cnm.1396>
- Liu, M.Q., Anderson, F.C., Pandy, M.G., Delp, S.L., 2006. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *J. Biomech.* 39, 2623–2630. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>
- Liu, M.Q., Anderson, F.C., Schwartz, M.H., Delp, S.L., 2008. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J. Biomech.* 41, 3243–3252. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.031>
- McGrath, R.L., Ziegler, M.L., Pires-Fernandes, M., Knarr, B.A., Higginson, J.S., Sergi, F., 2019. The effect of stride length on lower extremity joint kinetics at various gait speeds. *PLOS ONE* 14, e0200862. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200862>
- McMahon, T.A., 1984. *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press.
- Moissenet, F., Chèze, L., Dumas, R., 2017. Individual muscle contributions to ground reaction and to joint contact, ligament and bone forces during normal gait. *Multibody Syst. Dyn.* 40, 193–211. <https://doi.org/10.1007/s11044-017-9564-9>
- Mokhtarzadeh, H., Perraton, L., Fok, L., Muñoz, M.A., Clark, R., Pivonka, P., Bryant, A.L., 2014. A comparison of optimisation methods and knee joint degrees of

- freedom on muscle force predictions during single-leg hop landings. *J. Biomech.* 47, 2863–2868. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.027>
- Mononen, M.E., Jurvelin, J.S., Korhonen, R.K., 2013. Effects of radial tears and partial meniscectomy of lateral meniscus on the knee joint mechanics during the stance phase of the gait cycle—A 3D finite element study. *J. Orthop. Res.* 31, 1208–1217. <https://doi.org/10.1002/jor.22358>
- Neptune, R.R., Zajac, F.E., Kautz, S.A., 2004. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 19, 194–205. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00062-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00062-6)
- Neumann, D.A., 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system : foundations for physical rehabilitation*, 1st ed. ed. Mosby, St. Louis.
- Nigg, B.M., Herzog, W., 1999. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Wiley.
- Nordez, A., Gallot, T., Catheline, S., Guével, A., Cornu, C., Hug, F., 2009. Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 106, 1970–1975. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00221.2009>
- Oberg, T., Karsznia, A., Oberg, K., 1994. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10–79 years of age. *J. Rehabil. Res. Dev.* 31, 199–213.
- Oliphant, T., 2006. *Guide to NumPy*. USA: Trelgol Publishing.
- Pandy, M.G., 2001. Computer modeling and simulation of human movement. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 3, 245–273. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.245>
- Pandy, M.G., Andriacchi, T.P., 2010. Muscle and joint function in human locomotion. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 12, 401–433. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-070909-105259>
- Pandy, M.G., Lin, Y.-C., Kim, H.J., 2010. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *J. Biomech.* 43, 2055–2064. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.010>
- Patriarco, A.G., Mann, R.W., Simon, S.R., Mansour, J.M., 1981. An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *J. Biomech.* 14, 513–525. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90001-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90001-4)
- Perry, J., Burnfield, J., Burnfield, J.M., 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK.
- Pontzer, H., 2005. A new model predicting locomotor cost from limb length via force production. *J. Exp. Biol.* 208, 1513–1524. <https://doi.org/10.1242/jeb.01549>
- Pontzer, H., Raichlen, D.A., Sockol, M.D., 2009. The metabolic cost of walking in humans, chimpanzees, and early hominins. *J. Hum. Evol.* 56, 43–54. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2008.09.001>
- Rak, Y., 1991. Lucy's pelvic anatomy: its role in bipedal gait. *J. Hum. Evol.* 20, 283–290. [https://doi.org/10.1016/0047-2484\(91\)90011-J](https://doi.org/10.1016/0047-2484(91)90011-J)

- Reinbolt, J.A., Seth, A., Delp, S.L., 2011. Simulation of human movement: applications using OpenSim. *Procedia IUTAM*, IUTAM Symposium on Human Body Dynamics 2, 186–198. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.019>
- Richards, J., 2008. *Biomechanics in Clinic and Research: An Interactive Teaching and Learning Course*. Churchill Livingstone/Elsevier.
- Richmond, B.G., Jungers, W.L., 1995. Size variation and sexual dimorphism in *Australopithecus afarensis* and living hominoids. *J. Hum. Evol.* 29, 229–245. <https://doi.org/10.1006/jhev.1995.1058>
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N.L., Rennie, L., Opheim, A., 2009. Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait Posture* 30, 441–445. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.002>
- Rossum, G.V., 2000. *Python Reference Manual*. Iuniverse Inc, San Jose.
- Sasaki, K., Neptune, R.R., 2010. Individual Muscle Contributions to the Axial Knee Joint Contact Force during Normal Walking. *J. Biomech.* 43, 2780–2784. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.011>
- Sawicki, G.S., Ferris, D.P., 2009. Powered ankle exoskeletons reveal the metabolic cost of plantar flexor mechanical work during walking with longer steps at constant step frequency. *J. Exp. Biol.* 212, 21–31. <https://doi.org/10.1242/jeb.017269>
- Seay, J.F., Fellin, R.E., Sauer, S.G., Frykman, P.N., Bense, C.K., 2014. Lower Extremity Biomechanical Changes Associated With Symmetrical Torso Loading During Simulated Marching. *Mil. Med.* 179, 85–91. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00090>
- Seireg, A., Arvikar, R.J., 1973. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J. Biomech.* 6, 313–326. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90053-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90053-5)
- Seth, A., Hicks, J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S.R., Arnold, E.M., Yong, J.R., Lakshmikanth, S.K., Sherman, M.A., Ku, J.P., Delp, S.L., 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput. Biol.* 14. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Silder, A., Delp, S.L., Besier, T., 2013. Men and women adopt similar walking mechanics and muscle activation patterns during load carriage. *J. Biomech.* 46, 2522–2528. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.020>
- Sims, K.J., Richardson, C.A., Brauer, S.G., 2002. Investigation of hip abductor activation in subjects with clinical unilateral hip osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 61, 687–692. <https://doi.org/10.1136/ard.61.8.687>
- Skalshøj, O., Iversen, C.H., Nielsen, D.B., Jacobsen, J., Mechlenburg, I., Søballe, K., Sørensen, H., 2015. Walking patterns and hip contact forces in patients with hip

- dysplasia. *Gait Posture* 42, 529–533.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.008>
- Soderberg, G.L., Cook, T.M., 1984. Electromyography in biomechanics. *Phys. Ther.* 64, 1813–1820. <https://doi.org/10.1093/ptj/64.12.1813>
- Steudel-Numbers, K.L., Tilkins, M.J., 2004. The effect of lower limb length on the energetic cost of locomotion: implications for fossil hominins. *J. Hum. Evol.* 47, 95–109. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2004.06.002>
- Steudel-Numbers, K.L., Weaver, T.D., Wall-Scheffler, C.M., 2007. The evolution of human running: effects of changes in lower-limb length on locomotor economy. *J. Hum. Evol.* 53, 191–196.
<https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2007.04.001>
- Stürmer, T., Günther, K.P., Brenner, H., 2000. Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study. *J. Clin. Epidemiol.* 53, 307–313.
[https://doi.org/10.1016/s0895-4356\(99\)00162-6](https://doi.org/10.1016/s0895-4356(99)00162-6)
- Sutherland, D.H., 2001. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 14, 61–70. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00100-x](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00100-x)
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., 2006. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J. Biomech.* 39, 1107–1115. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.010>
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., Delp, S.L., 2003. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *J. Biomech.* 36, 321–328.
[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(02\)00432-3](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(02)00432-3)
- Thompson, J.A., Chaudhari, A.M.W., Schmitt, L.C., Best, T.M., Siston, R.A., 2013. Gluteus maximus and soleus compensate for simulated quadriceps atrophy and activation failure during walking. *J. Biomech.* 46, 2165–2172.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.033>
- Trinler, U., 2016. Muscle Force Estimation In Clinical Gait Analysis.
- Trinler, U., Hollands, K., Jones, R., Baker, R., 2018. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait Posture* 61, 353. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>
- Umberger, B.R., 2010. Stance and swing phase costs in human walking. *J. R. Soc. Interface* 7, 1329–1340. <https://doi.org/10.1098/rsif.2010.0084>
- Umberger, B.R., 2008. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J. Biomech.* 41, 2575–2580.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>
- Vaughan, C.L., Davis, B.L., O'Connor, J.C., 1992. Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers.
- Vaus, P.D. de, 2002. Analyzing Social Science Data: 50 Key Problems in Data Analysis. SAGE.

- Wall-Scheffler, C.M., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K., Heiderscheit, B., 2010. EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *Am. J. Phys. Anthropol.* 143, 601–611. <https://doi.org/10.1002/ajpa.21356>
- Wall-Scheffler, C.M., Myers, M.J., 2013. Reproductive costs for everyone: How female loads impact human mobility strategies. *J. Hum. Evol.* 64, 448–456. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2013.01.014>
- Winter, D., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Witte, H., Preuschoft, H., Recknagel, S., 1991. Human body proportions explained on the basis of biomechanical principles. *Z. Morphol. Anthropol.* 78, 407–423.
- Yamada, H., Koshino, T., Sakai, N., Saito, T., 2001. Hip adductor muscle strength in patients with varus deformed knee. *Clin. Orthop.* 179–185. <https://doi.org/10.1097/00003086-200105000-00023>
- Zajac, F.E., Gordon, M.E., 1989. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 17, 187–230.
- Zeni, J.A., Richards, J.G., Higginson, J.S., 2008. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture* 27, 710–714. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.007>